

**Srovnání servisních kontrol u MR skenerů**  
Comparison of service control of MR scanners

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student:

**Adéla Kloudová**

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

**Srovnání servisních kontrol u MR skenerů**  
**Comparison of Service Control of MR Scanners**

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Rešerše a zhodnocení současného stavu problematiky.
2. Technické řešení MR skenerů, fyzikální principy.
3. Význam servisních kontrol, kontrolní rutiny, legislativa.
4. Srovnání servisních kontrol u dvou konkurenčních výrobců MR skenerů.
5. Typy servisních smluv a jejich význam pro servis.
6. Strategie nákupů MR skenerů z pohledu biomedicínského technika.
7. Zhodnocení přínosnosti bakalářské práce z pohledu studentů biomedicínských oborů.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KUPERMAN, Vadim. *Magnetic resonance imaging physical principles and applications*. San Diego: Academic Press, 2000. ISBN 978-0080535708.
- [2] BRANDT, William E. a Eduard E. DE LANGE. *Essentials of body MRI*. Oxford: Oxford University Press, 2012. ISBN 978-0199738496.
- [3] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. COMMITTEE ON QUALITY ASSURANCE IN MRI. *Magnetic resonance imaging (MRI) quality control manual: 2001*. Reston, Va. : American College of Radiology, c2001. 131 s. ISBN 978-1559031448.
- [4] BUSHONG, Stewart C. a Geoffrey CLARKE. *Magnetic Resonance Imaging: Physical and Biological Principles*. 4th edition. Elsevier Health Sciences, 2014. 544 s. ISBN 978-0323073547.
- [5] BLOCK IMAGING. *MRI Repair Services*[online]. [cit. 2014-06-26]. Dostupné z: <http://info.blockimaging.com/service/service-by-modality/mri-repair-services>
- [6] HASHEMI, R.H., W.G. BRADLEY a C.J. LISANTI. *MRI: the basics*. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams, c2010, ix, 385 p. ISBN 1-60831-115-5/978-1608311156.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Iveta Bryjová**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 29.04.2016



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární  
prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Datum 29. 4. 2016

Adela Kloučková

Podpis

### **Poděkování**

Na tomto místě chci poděkovat vedoucí své bakalářské práce ing. Ivetě Bryjové, za její ochotu, poskytování rad při vypracovávání práce, formátování práce, ale především za její trpělivost. Dále bych ráda poděkovala servisním technikům srovnávaných firem za jejich ochotu a čas při servisních prohlídkách, kterých jsem se zúčastnila. A v neposlední řadě chci poděkovat všem, kteří mě při psaní bakalářské práce podporovali.

## **Abstrakt**

*Tématem bakalářské práce bylo srovnání servisních kontrol skenerů magnetických rezonancí od dvou konkurenčních výrobců. Pro zpracování práce a splnění jejich cílů bylo nejdůležitější získávání poznatků o servisních kontrolách, proto pro mne bylo nezbytně nutné se těchto kontrol přímo zúčastnit. Celkové srovnání pak bylo provedeno především na základě odlišností (intervaly prohlídek, typy servisních smluv apod.), které se průběhu servisních kontrol vyskytly. Bakalářská práce by měla sloužit jako studijní materiál pro budoucí biomedicínské techniky či biomedicínské inženýry. Úkolem je seznámit studenty se základními fyzikálními a technickými principy, které přístroje magnetické rezonance využívají, s významem, průběhem a legislativou servisních kontrol, a v neposlední řadě s technickými parametry, které by neměly v každé zadávací dokumentaci k pořízení MR skeneru chybět.*

## **Klíčová slova**

*MRI, NMRI, fyzikální principy, sekvence, magnetické systémy, gradientní cívky, RF systém, servis, technické kontroly, kalibrace, legislativa, plán údržby, periodické prohlídky, servisní prohlídky, bezpečnost MR diagnostiky.*

## **Abstract:**

*The issue of this thesis was comparison of service control of MR scanners in between two competitive companies (manufacturers of MR scanners). Fundamental for this thesis was my attendance during service controls of machines both manufacturers because I needed to get information from technicians. Comparison was based on differences which I have noticed during controls (intervals of maintenance, types of service compacts, etc.). This thesis should be study material for students, future biomedical technicians or biomedical engineers. Main purpose is to introducing this issue to them, give them information about basic physical principles and technical principles which are used by MR scanners, the main purpose of service controls, about legislation and especially about the process of service control and information about technical parameters that should be in every documentation for purchasing MR scanner.*

## **Keywords:**

*MRI, NMRI, physical principles, sequences, magnetic systems, gradient coils, RF systém, service, technical controls, calibration, legislation, maintenance plan, periodic maintenance, service controls, safety of MR.*

## Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk .....	10
Seznam obrázků .....	11
Seznam tabulek .....	13
Úvod .....	14
1 Fyzikální principy MR .....	15
1.1 Relaxace $T_1$ – podélná (longitudinální) relaxace .....	17
1.2 Relaxace $T_2$ – příčná (transverzální) relaxace .....	18
1.3 Radiofrekvenční pulzy .....	19
1.3.1 Neselektivní (tvrdé) pulzy .....	20
1.3.2 Selektivní (měkké) pulzy .....	20
1.3.3 Excitační pulzy .....	21
1.3.4 Inverzní pulzy .....	21
1.3.5 Refokuační pulzy .....	22
1.4 Pulzní sekvence .....	22
1.4.1 „Saturation recovery“ sekvence .....	22
1.4.2 Gradientní echo sekvence .....	23
1.4.3 „Inversion-recovery“ (IR) sekvence .....	23
1.4.4 „RF Spin-echo“ sekvence .....	25
2 Systém tomografu magnetické rezonance .....	26
2.1 Počítačový systém .....	26
2.1.1 Hlavní počítač .....	27
2.1.2 Rekonstruktor .....	27
2.2 Magnety .....	27
2.2.1 Permanentní magnety .....	28
2.2.2 Elektromagnety .....	28
2.2.3 Supravodivé magnety .....	28
2.2.4 Homogenita magnetického pole .....	29
2.3 Gradientní cívky .....	30
2.4 Radiofrekvenční systémy .....	31
2.4.1 Povrchové cívky (surface coils) .....	32
2.4.2 Objemové cívky (volume coils) .....	32

2.4.3	„Switchable array“ cívky.....	33
2.4.4	„Phased array“ cívky .....	33
2.4.5	Paralelní array cívky.....	34
3	Bezpečnost MR diagnostiky.....	36
3.1	Statické magnetické pole (hlavní mg. pole) .....	36
3.2	Proměnné magnetické pole .....	37
3.3	Radiofrekvenční magnetické pole .....	37
3.4	Stratifikace rizika .....	37
4	Technické kontroly MR .....	40
4.1	Plán údržby.....	41
4.2	Uživatelské – rutinní kontroly.....	41
4.3	Plánované periodické kontroly.....	41
4.4	Opravy.....	41
5	Servisní prohlídky .....	42
5.1	Firma A – servisní kontrola.....	42
5.1.1	Průběh kontroly .....	42
5.1.2	Software pro kontroly – uživatelský a servisní mód .....	42
5.1.3	Kontroly personálu .....	43
5.1.4	Monitorování systému – RNS/RADAR .....	44
5.1.5	PA Tool .....	44
5.1.6	PIQT .....	44
5.1.7	Odpařování helia .....	46
5.1.8	Chladicí hlavy .....	46
5.1.9	Upgrade .....	47
5.1.10	Frekvencovanost kontrol.....	47
5.2	Firma B – servisní kontrola.....	47
5.2.1	QA – Quality assurance.....	48
5.2.2	SRS.....	48
5.2.3	Maintenance protocol.....	49
5.2.4	Mechanická/elektrická bezpečnostní kontrola .....	49
6	Srovnání konkurenčních modalit .....	51
6.1	Srovnání na základě technických parametrů .....	51
6.2	Srovnání na základě výstupního protokolu PBTk .....	51



6.3	Celkové srovnání servisních kontrol .....	52
7	Servisní smlouvy .....	54
7.1	Výhody servisních smluv .....	54
7.2	Typy servisních smluv .....	54
8	Strategie nákupu MR skenerů z pohledu lékaře vs. pohled servisního technika.....	56
8.1	Stěžejní parametry pro lékaře při výběru přístroje .....	56
8.2	Nedostatky přístroje firmy A z pohledu lékaře .....	57
8.3	Stěžejní parametry pro servisního technika firmy A .....	57
8.4	Slabiny přístroje firmy A z pohledu servisního technika .....	58
8.5	Stěžejní parametry pro servisního technika firmy B .....	58
8.6	Nedostatky přístroje firmy B z pohledu servisního technika .....	58
9	Závěr – zhodnocení přínosu pohledem studenta biomedicínského technika .....	59
	Použitá literatura .....	61
	Přílohy .....	I
	Příloha I.....	I
	Příloha II.....	II

## Seznam použitých symbolů a zkratk

MR	-	magnetická rezonance
MRI	-	Magnetic Resonance Imaging (zobrazování magnetickou rezonancí)
T	-	Tesla
mT	-	miliTesla
G	-	Gauss = $10^{-4}$ T
kW	-	kilowatt
K	-	Kelvin
$B_0$	-	velikost vektoru magnetické indukce
RF	-	radiofrekvenční
ppm	-	„parts per milion“ (1 ppm = 0,0001)
CT	-	počítačová tomografie
ms	-	milisekunda

## Seznam obrázků

Obrázek 1 Zobrazení mozku – CT vs. MRI .....	15
Obrázek 2 Rotace jádra protonu (spin) s jeho magnetickým momentem .....	15
Obrázek 3 Paralelní a antiparalelní uspořádání protonů v homogenním magnetickém poli .....	16
Obrázek 4 Energetické hladiny vodíkových jader po vyslání elektromagnetického impulzu (přechod z vyšší do nižší energetické hladiny) .....	16
Obrázek 5 Rozdělení výsledného momentu na dvě složky a zřazování precesního pohybu protonů ...	17
Obrázek 6 Znázornění průběhu relaxace T .....	17
Obrázek 7 Časový průběh T <sub>1</sub> relaxace .....	18
Obrázek 8 Znázornění průběhu relaxace T <sub>2</sub> .....	18
Obrázek 9 Časový průběh T <sub>2</sub> relaxace .....	19
Obrázek 10 Signál FID – upraveno .....	20
Obrázek 11 Tvrdý RF pulz .....	20
Obrázek 12 Měkký RF pulz .....	21
Obrázek 13 Saturation recovery sekvence (pulzy 90 °) – (a) dlouhý interval, (b) krátký interval .....	22
Obrázek 14 Gradientní spin echo sekvence .....	23
Obrázek 15 Vychýlení vektoru magnetizace z kladné části osy z do záporné .....	24
Obrázek 16 IR sekvence .....	24
Obrázek 17 SE sekvence .....	25
Obrázek 18 Odkrytovaný přístroj MR .....	26
Obrázek 19 Blokové schéma systému MR .....	26
Obrázek 20 Rekonstruktor – počítač pro zpracování signálu a následné vytváření obrazu .....	27
Obrázek 21 Srovnání indukce magnetického pole na MR snímku mozku – vlevo pole 3 T, vpravo pole 7 T .....	29
Obrázek 22 Shimovací listy jsou vloženy do označených otvorů (odkrytovaný přístroj firmy A) .....	29
Obrázek 23 Gradientní cívka (odkrytovaný přístroj firmy A) .....	30
Obrázek 24 Gradientní cívky okolo pacienta .....	30
Obrázek 25 Design gradientních cívek pro jednotlivé roviny .....	31
Obrázek 26 Design povrchových cívek .....	32
Obrázek 27 Design objemových cívek, tzv. birdcage design .....	33
Obrázek 28 Příklad „phased array“ cívky .....	34
Obrázek 29 Příklad paralelní „array“ cívky – celotělová cívka pro cévní snímání .....	35
Obrázek 30 Označení skenovací místnosti a bezpečnostní pokyny .....	36
Obrázek 31 Předmět vyskytující se v blízkosti magnetického pole MR .....	37
Obrázek 32 Bezpečnostní vypínač (vlevo: vypínač firma B, vpravo: firma A) .....	38
Obrázek 33 Balónek se sluchátky .....	38
Obrázek 34 Ukázka informovaného souhlasu s MRI vyšetřením .....	39
Obrázek 35 Algoritmus možností průběhu údržby na MR skenerech .....	40
Obrázek 36 Přístroj magnetické rezonance – 1,5 T (firma A) .....	42
Obrázek 37 Prostředí, ze kterého servisní technik spouští kalibrační testy, apod. ....	43

Obrázek 38 Část tabulky vyhodnocení PIQT .....	45
Obrázek 39 Provedení testu PIQT s fantomem .....	45
Obrázek 40 Graf hladiny helia (horní), graf odpařování helia (dolní) .....	46
Obrázek 41 Chladicí hlava – starší typ stroje (nedochází ke zpětnému zkapalnění helia).....	46
Obrázek 42 Přístroj MR – 1,5 T (firma B).....	47
Obrázek 43 Část protokolu údržby – QA.....	48
Obrázek 44 Část záznamu o preventivní údržbě zařízení – protokol údržby.....	49
Obrázek 45 Ovládací prvky pro patientský stůl a kanály pro připojení RF cívek.....	56
Obrázek 46 Zabudovaná tělová cívka v MR skeneru (tzv. QB – Q body coil).....	57

## Seznam tabulek

Tabulka 1 Srovnání délky relaxací $T_1$ a $T_2$ u různých typů tkání pro mg. pole 1,5 T .....	19
Tabulka 2 Kombinace TR a TE hodnot pro vytvoření kontrastu obrazu ve spin echo zobrazování .....	25
Tabulka 3 Srovnání základních parametrů jednotlivých typů magnetů .....	28
Tabulka 4 Základní pokyny pro údržbu .....	48
Tabulka 5 Pokyny pro údržbu – preventivní .....	50
Tabulka 6 Pokyny pro údržbu spojenou s bezpečností – „safety check“ .....	50
Tabulka 7 Srovnání technických parametrů přístrojů konkurenčních firem .....	51
Tabulka 8 Srovnání výstupního protokolu PBTk u konkurenčních firem vyrábějících MR modalitu. ....	52
Tabulka 9 Srovnání vybraných parametrů konkurenčních výrobců.....	52

## Úvod

Magnetická rezonanční tomografie je diagnostickou metodou, která využívá rotačních momentů vodíkových jader k vytváření uceleného obrazu fyziologických i patologických změn ve tkáních. Tato metoda nemá na lidský organismus v podstatě žádné nežádoucí účinky (nevyužívá žádný typ záření, ani rentgenového, jako je tomu v případě počítačové tomografie – CT). Vyšetření touto metodou je tedy z pohledu pacienta nejvýhodnější a nejšetrnější. Problémem ovšem stále ještě zůstávají vysoké poplatky za vyšetření, proto je častěji využíváno již zmíněného CT.

Magnetickým polem se zabýval americký vynálezce a fyzik Nikola Tesla, který již v roce 1882 objevil existenci rotujícího magnetického pole, což bylo pro fyziku stěžejním objevem. V roce 1956 byla v Německu ustanovena jednotka magnetického pole Tesla, po svém objeviteli.

Dále se problematikou zabýval Isidor I. Rabi, který zjistil, že přítomnost atomových jader se projeví pohlcováním a vyzařováním RF vlnění. Za tento objev získal Nobelovu cenu.

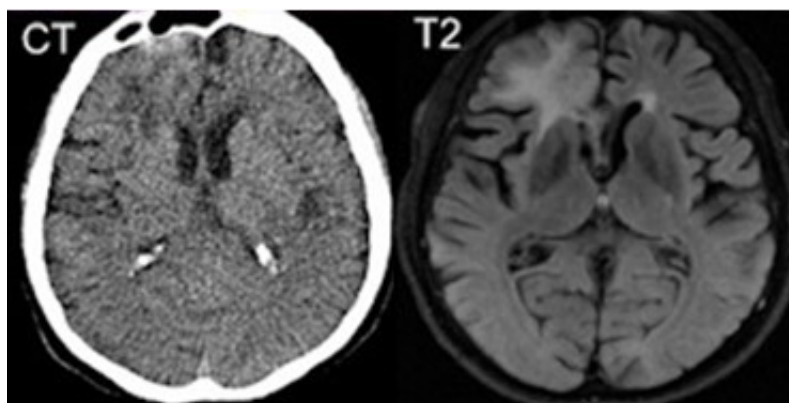
Vývoj magnetické rezonance jako takové je datován až do roku 1973, kdy Paul C. Lauterbur a Peter Mansfield vytvořili první NMR snímek. Za tento objev získali oba v roce 2003 Nobelovu cenu za medicínu a fyziologii [10].

V České republice se první přístroj MR objevil v roce 1988. Jedná se tedy o poměrně novou zobrazovací metodu.

V bakalářské práci budou rozepsány fyzikální principy, které jsou nezbytně důležité při MR zobrazování a podstatné pro pochopení celé problematiky, dále jak jsou řešeny MR skenery po technické stránce. Hlavním cílem práce budou servisní kontroly dvou konkurenčních firem vyrábějících MR modality. Bude provedeno srovnání na základě průběhu kontrol, na základě kontrolovaných částí, srovnání stěžejních parametrů při výběru nové rezonance pro určité zařízení.

## 1 Fyzikální principy MR

Magnetická rezonance, dále jen MR, slouží ve zdravotnictví k vytváření tenkých řezů, které mohou být následně spojeny v ucelený 3D obraz. Tato metoda slouží pouze pro diagnostické účely, které, na rozdíl od CT, nenesou rizika způsobovaná ionizujícím zářením. MR je nejčastěji využívána k zobrazení vnitřních orgánů lidského těla, měkkých tkání, mozku – např. při podezření na nádorová onemocnění, muskuloskeletálního systému apod (viz Obrázek 1). MR není vhodná pro zobrazení patologie kostí, jelikož lidská kostra neobsahuje téměř žádnou vodu (vodík) [11].

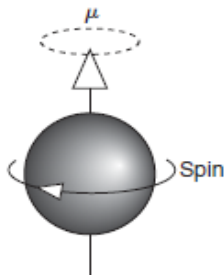


**Obrázek 1** Zobrazení mozku – CT vs. MRI [23]

Vlevo je řez vytvořený počítačovou tomografií, vpravo snímek vytvořený pomocí magnetické rezonance. Z obrázku je patrné, že kosti (lebka) jsou při CT zobrazovány mnohem lépe, než u MRI, ale měkké tkáně jsou zobrazovány lépe pomocí MRI.

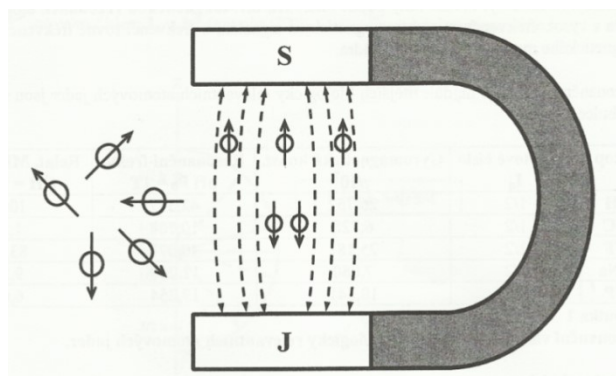
V lidském těle jsou nejpočetněji zastoupeny čtyři základní prvky – vodík, uhlík, kyslík a dusík. Lidský organismus je z velké části tvořen vodou. Molekula vody je tvořena dvěma atomy vodíku a jedním atomem kyslíku, proto je v těle nejvíce zastoupen právě vodík (více než 60 %) – z tohoto důvodu jsou pro magnetickou rezonanci využívány především interakce vodíkových jader [4, 11].

Každý atom je tvořen jádrem a elektronovým obalem. Jádro je tvořeno kladně nabitými protony a částicemi bez náboje – neutrony (souhrnně tyto částice nazýváme nukleony). Všechny tyto částice mají vlastní, intrinsický moment hybnosti, nazývaný spin (viz Obrázek 2). Toto je označováno jako jaderný spin. Hodnota jaderného spinu je vždy celé číslo. Každý spin má svůj magnetický moment  $\mu$  [4].



**Obrázek 2** Rotace jádra protonu (spin) s jeho magnetickým momentem [3]

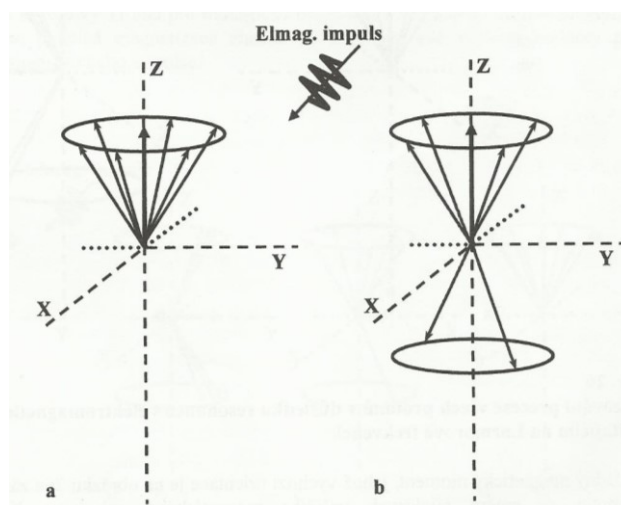
Jádro atomu vodíku je tvořeno pouze jedním protonem, a proto je nejvíce senzitivní vůči magnetické rezonanci. Jednotlivé protony mají svůj magnetický moment. Za běžných podmínek má každý magnetický moment jiný směr osy rotace. Tento jev je možné změnit pomocí působení homogenního magnetického pole na lidský organismus. Tímto je možné nasměrovat magnetické momenty ve směru siločar působícího magnetického pole a to buď ve směru působení pole (souhlasně – paralelně), nebo proti směru působení pole (nesouhlasně – antiparalelně) [4].



**Obrázek 3** Paralelní a antiparalelní uspořádání protonů v homogenním magnetickém poli [4]

Paralelně orientované protony nemají stejnou energii jako protony orientovány antiparalelně. Antiparalelní uspořádání je energeticky náročnější, proto je těchto protonů, méně než těch, které jsou orientovány paralelně. Díky tomuto nerovnovážnému stavu je každá částice lidského těla magnetickým dipólem, který má měřitelný magnetický moment s odpovídajícím rotačním impulzem. Ve skutečnosti jednotlivé dipóly vykonávají precesní pohyb s frekvencí závislou na intenzitě pole [4].

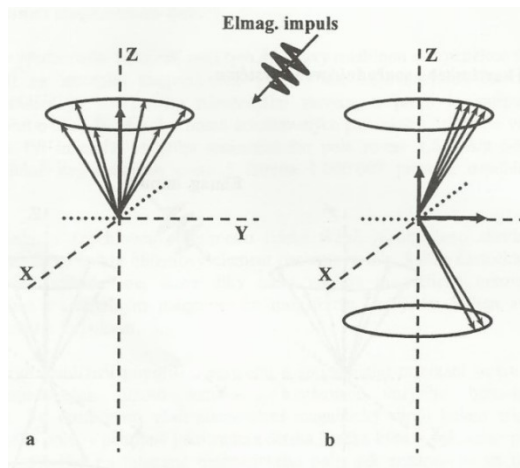
Označme si precesní frekvenci dipólu  $\omega$ . Je-li vyslán elektromagnetický impuls o frekvenci rovné právě  $\omega$ , dojde díky rezonanci k přenosu části energie námi vyslaného impulzu na protony, které vykonávají precesní pohyb. Toto je uskutečněno přemístěním protonů z nižší energetické hladiny (souhlasně orientované) do vyšší (nesouhlasně orientované). V důsledku vyslání tohoto elektromagnetického impulzu dojde ještě ke zřázování precesního pohybu protonů (a to, jak souhlasných, tak nesouhlasných).



**Obrázek 4** Energetické hladiny vodíkových jader po vyslání elektromagnetického impulzu (přechod z vyšší do nižší energetické hladiny) [4]



V důsledku působení rezonance dojde k rozdělení výsledného magnetického momentu na dvě složky (viz Obrázek 5) – jejich poměr závisí na intenzitě elektromagnetického impulzu. Intenzitu je možné zvolit tak, aby byl odstraněn vektor ve směru osy z – výsledný vektor je odkloněn o 90 ° a rotuje kolem osy s Larmorovou frekvencí<sup>1</sup> [4].



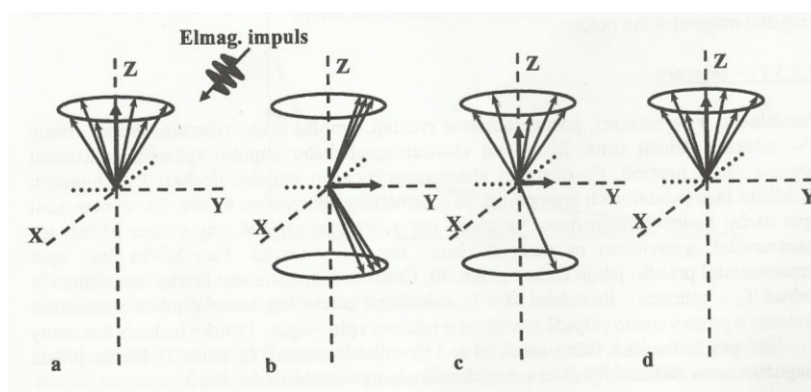
**Obrázek 5** Rozdělení výsledného momentu na dvě složky a zřazování precesního pohybu protonů [4]

Po odeznění impulzu jsou protony v energeticky nerovnovážném stavu a začínají se ihned vracet do původního rovnovážného stavu (před impulzem).

Vzhledem k faktu, že nerovnovážný stav nastal v důsledku dvou procesů – přemístěním protonů do jiné energetické úrovně a zřazováním precesního pohybu, probíhá i návrat do výchozí pozice dvěma způsoby – tzv. relaxacemi.

### 1.1 Relaxace $T_1$ – podélná (longitudinální) relaxace

Při návratu do původního stavu protony postupně přeskakují mezi energetickými úrovněmi, což vede k návratu vektoru magnetického momentu z osy y zpět do osy z (viz Obrázek 6). Energie protonů je při tomto procesu vyzářena do jejich okolí – atomové mřížky. Na základě tohoto jevu je relaxace označována jako tzv. relaxace spin – mřížka.

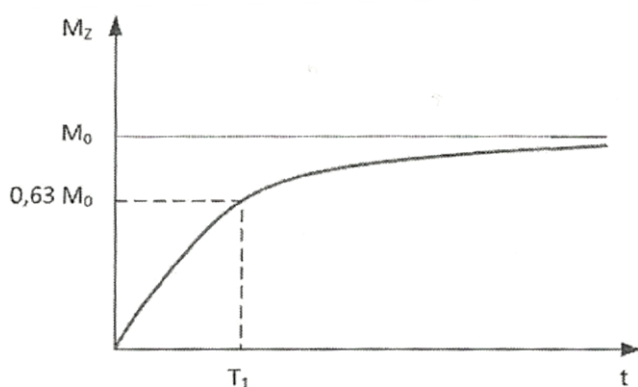


**Obrázek 6** Znázornění průběhu relaxace  $T_1$  [4]

<sup>1</sup>Larmorovu frekvenci je možné určit ze vztahu  $\omega = \gamma * B_0$ , kde  $\gamma$  je gyromagnetická konstanta a  $B_0$  je velikost vnějšího magnetického pole. Např.: Pro vodík  $^1\text{H}$  je gyromagnetická konstanta = 42,58 MHz/T (269,2 T<sup>-1</sup>), tudíž v poli o velikosti 1,5 T bude Larmorova frekvence necelých 64 MHz.

Konstanta  $T_1$  nejčastěji nabývá hodnot 300 až 2000 ms pro živé tkáně (viz Tabulka 1). Hodnota  $T_1$  je ovlivněna dvěma faktory. Prvním je složení tkáně a jejího okolí. Nejlépe proběhne uvolnění energie protonu, mají-li dipóly v mřížce frekvenci podobnou té Larmorově. Například molekuly vody mají vysokou frekvenci (tzn. vysoké hodnoty konstanty  $T_1$ ), proto relaxace  $T_1$  trvá déle, než například u tukových buněk, které rotují s frekvencí velice blízkou Larmorově, tzn. kratší trvání  $T_1$  [4].

Druhým faktorem je intenzita vnějšího magnetického pole. Čím větší je intenzita magnetického pole, tím větší je spotřeba energie protonů při jejich přemístění, což znamená větší množství energie pro následnou relaxaci  $T_1$ .

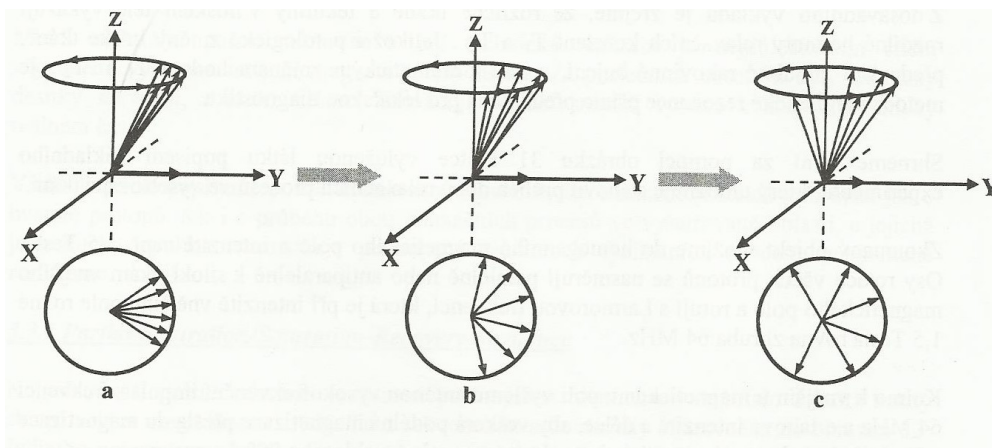


**Obrázek 7** Časový průběh  $T_1$  relaxace [8]

Časový průběh  $T_1$  relaxace je popsán exponenciální křivkou, kde hodnota konstanty  $T_1$  je čas, za který dojde k obnovení 63 % původní hodnoty vektoru magnetizace  $M_z$  (viz Obrázek 7) [4, 31].

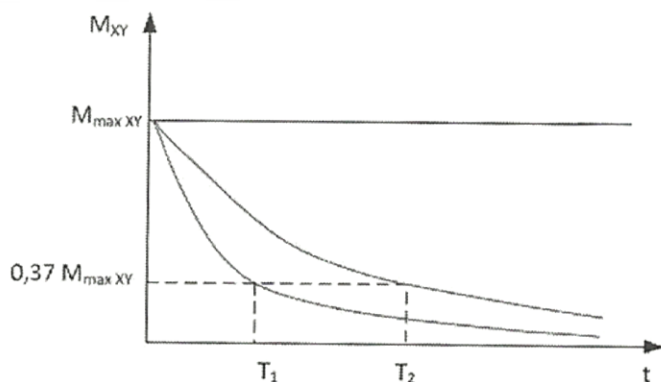
## 1.2 Relaxace $T_2$ – příčná (transverzální) relaxace

Relaxace  $T_2$  probíhá současně s relaxací  $T_1$ . Na rozdíl od  $T_1$  má však  $T_2$  relaxace mnohem rychlejší průběh. Ve chvíli, kdy odezní elektromagnetický impulz, dojde k rozbíhání fází protonů, což je způsobeno interakcí sousedních protonů a toto označujeme tzv. jako relaxaci spin – spin (viz Obrázek 8).



**Obrázek 8** Znázornění průběhu relaxace  $T_2$  [4]

Hodnoty konstanty  $T_2$  pro biologické tkáně se pohybují v rozmezí 30 až 150 ms (viz Tabulka 1). Jsou ovlivňovány taktéž dvěma faktory. Prvním je, podobně jako u konstanty  $T_1$ , složení tkáně a jejího okolí a druhým je rozfázování protonů, které má v tomto případě dvě příčiny. První příčinou je nedokonalost homogenity magnetického pole a druhou nehomogenita lokálních magnetických polí rotujících protonů [4].



**Obrázek 9** Časový průběh  $T_2$  relaxace [8]

Molekuly střední velikosti se nepohybují velkou rychlostí, proto není možné zanedbat fluktuace (nepravidelný pohyb) magnetických polí rotujících protonů, což vede k rychlému rozfázování. To způsobí nízké hodnoty konstanty  $T_2$  a tím i krátké trvání relaxace  $T_2$ .

Časový průběh  $T_2$  relaxace je popsán taktéž exponenciální křivkou, kde hodnota konstanty  $T_2$  je čas, za který dojde k poklesu hodnoty vektoru magnetizace  $M_{xy}$  na 37 % maxima (viz Obrázek 9) [4, 31].

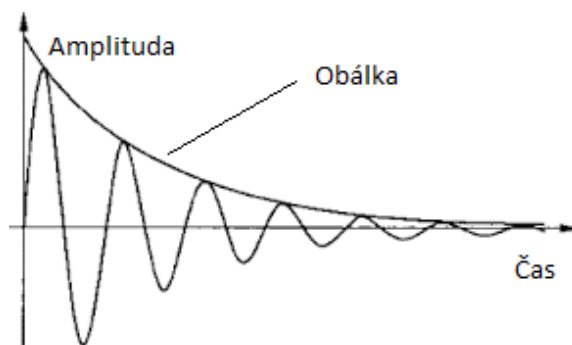
**Tabulka 1** Srovnání délky relaxací  $T_1$  a  $T_2$  u různých typů tkání pro mg. pole 1,5 T [3]

Tkáň	Přibližná hodnota $T_1$ [ms]	Přibližná hodnota $T_2$ [ms]
Tuková tkáň	260	80
Srdce	880	57
Mozkomíšni mok	2400	160
Šedá kůra mozková	900	100
Bílá kůra mozková	780	90
Játra	500	40
Ledviny	690	58
Svaly	870	45

### 1.3 Radiofrekvenční pulzy

Energie dodaná radiofrekvenčním pulzem, dále jen RF pulz, způsobí vychýlení vektoru magnetizace jádra protonu z jeho rovnovážného stavu. Nejčastěji se využívají RF pulzy s úhlem vychýlení o  $90^\circ$  (dojde k vychýlení z osy  $z$  do roviny  $xy$  –  $M_z \rightarrow M_{xy}$ ) a pulzy k vychýlení o  $180^\circ$  (dojde k obrácení polarit vektoru –  $M_z \rightarrow -M_z$ ).

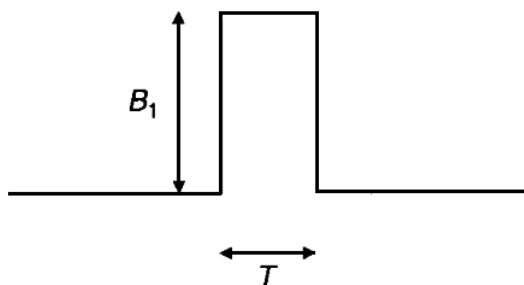
Přestane-li RF pulz na vektor působit, jádro se vrací zpět do rovnovážného stavu. Tento proces je označován jako tzv. relaxace (viz kapitola fyzikální principy MR). Při relaxaci ztrácejí jádra protonů získanou energii a tím vysílají svůj vlastní RF signál. Tento signál je označován jako tzv. free induction decay (FID). Jedná se o harmonický signál se zmenšující se amplitudou a měří jej cívka obklopující zobrazovanou oblast (viz Obrázek 10) [31].



Obrázek 10 Signál FID – upraveno [24]

### 1.3.1 Neselektivní (tvrdé) pulzy

Neselektivní (tvrdý) pulz má tvar obdélníkového pulzu (viz Obrázek 11). Tvrdé pulzy jsou využívány, není-li vyžadována spektrální selekce (proto neselektivní pulzy). Tyto pulzy mají obrovskou energii a působí pouze krátkou dobu na velkém frekvenčním rozsahu (což v důsledku způsobuje větší tloušťku řezu a tím i ztrátu detailu). Většina pulzních sekvencí však vyžaduje pro zobrazování RF pulzy se spektrální selektivitou a proto nejsou tvrdé pulzy příliš často využívány.



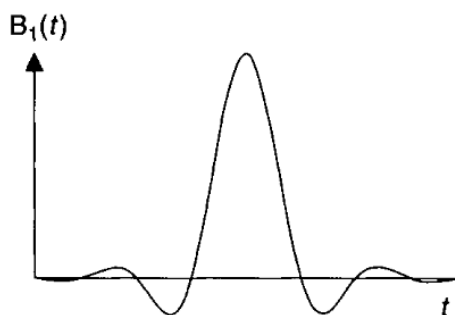
Obrázek 11 Tvrdý RF pulz [5]

Výjimkou využití tvrdých pulzů je 3D zobrazování pomocí MR a také jsou využívány v kombinaci s gradienty k vytváření tzv. „tagging“ pulzů (tyto pulzy jsou využívány k označení specifických vlastností tkáně na daném snímku, nejčastěji je pro tento účel využívána řada přímek nebo mřížky, které jsou označovány jako „tags“ což můžeme přeložit jako „značky“ na snímku) [5].

### 1.3.2 Selektivní (měkké) pulzy

Selektivní (měkké) pulzy jsou tvořeny několika vlnami rozdílných polarit. Hlavní vlna má nejvyšší amplitudu a je přibližně dvakrát širší než ostatní vlny – jejich amplitudy postupně klesají a střídá se jejich polarita (viz Obrázek 12).

Ve frekvenční oblasti mají selektivní pulzy tvar obdélníkového pulzu (původně je obálka pulzu ve tvaru funkce sinc). Této vlastnosti je využíváno pro dobrou lokalizaci signálu v zobrazované rovině [5].



Obrázek 12 Měkký RF pulz [5]

### 1.3.3 Excitační pulzy

Excitační pulzy vychylují vektor magnetizace ze směru hlavního magnetického pole  $B_0$ . Magnetizace ve směru hlavního magnetického pole nevytváří žádný MR signál. Je-li vektor magnetizace vychýlen do příčné roviny je možné MR signál zaznamenat. To je důvodem využívání alespoň jednoho excitačního pulzu v každé pulzní sekvenci.

Excitační pulzy jsou charakterizovány svým vychylujícím úhlem, který je značen řeckým písmenem theta  $\theta$ . Jedná se o úhel mezi hlavním magnetickým polem a vektorem magnetizace ihned po ukončení excitačního pulzu. Úhel vychýlení  $\theta = 90^\circ$  je typický pro excitační pulzy využívané ve spin echo pulzních sekvencích a  $\theta = 5\text{--}70^\circ$  je využíván pro excitační pulzy gradientních echo sekvencí [5].

### 1.3.4 Inverzní pulzy

Inverzní pulz vychýlí vektor magnetizace ze směru hlavního magnetického pole  $B_0$  do směru k němu opačného. Ačkoli je vektor magnetizace klasicky obrácen o  $180^\circ$ , úhel vychýlení se může od tohoto úhlu nepatrně lišit a stále plnit funkci inverzního pulzu (vektor však musí zůstat záporný po ukončení pulzu).

Inverzní pulzy je možné rozdělit do několika skupin a to podle jejich různorodých vlastností jako jsou tvar pulzu či spektrální selektivita.

Selektivita inverzního pulzu je podmíněna tvarem pulzu a jeho šířkou. Inverzní pulzy s konstantní amplitudou (tvrdé pulzy) bývají neselektivní, zatímco pulzy s měnící se amplitudou jsou obvykle frekvenčně selektivní.

V MRI mají inverzní pulzy širokou škálu využití. Inverzní pulz, po kterém následuje  $T_1$ , může být přidán před excitační pulz. Toho je využíváno k „pohlčení“ signálu tkání s odlišným časem  $T_1$  relaxace. Inverzní pulzy mohou být také včleněny do pulzní sekvence za účelem pozměnění kontrastu  $T_1$  snímku. Tato technika je označována jako inversion recovery preparation (IR-Prep) nebo jako magnetization preparation (MP). Častěji je však inverzních pulzů využíváno při měření relaxačních časů  $T_1$  [5].

### 1.3.5 Refokuzční pulzy

Refokuzční pulzy mají obvykle úhel vychýlení  $180^\circ$ . Při aplikaci tohoto úhlu dochází k vytvoření nejsilnějšího spin echo signálu (proto jsou tyto pulzy nejčastěji využívány v RF spin echo sekvenci). Refokuzční pulzy mohou být jak spektrálně selektivní tak spektrálně neselektivní, záleží na tvaru pulzu, který je aplikován. Pulzy tvaru SINC jsou spektrálně selektivní, pulzy obdélníkového tvaru jsou spektrálně neselektivní.

Aplikací refokuzčního pulzu je ve výsledku docíleno fázové koherence, která byla před aplikací pulzu vyrušena a to např.: v důsledku nehomogenit magnetického pole či chemického posuvu. Velice často jsou refokuzční pulzy využívány pro redukci obrazových artefaktů [5].

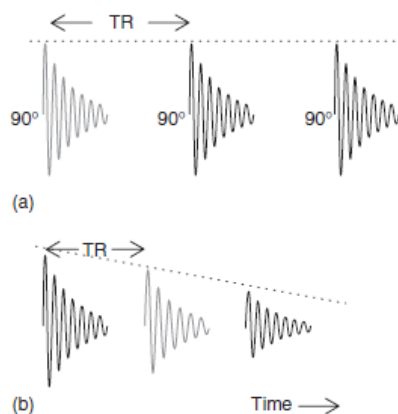
## 1.4 Pulzní sekvence

Jednotlivé druhy tkání se od sebe vzájemně liší. Jsou-li vystaveny sledu po sobě jdoucích pulzů (využívány jsou  $90^\circ$  a  $180^\circ$  pulzy) o různých sekvencích, které se liší působící silou a časovým intervalem mezi pulzy, je možné tyto odlišnosti na snímku zaznamenat. Tkáň na tyto pulzy reaguje, což se projeví jako signály  $T_1$  a  $T_2$ . Díky těmto odchylkám je možné rozlišit jednotlivé tkáně od jiných, ale také sledovat odlišnosti v rámci jedné tkáně (nejdůležitějším využitím je odhalení patologie) [3].

Výběr vhodné sekvence je nezbytně důležitý pro kvalitní zobrazování vyšetřované oblasti pomocí MRI, a to hned z několika důvodů. Vhodná sekvence umožňuje získat požadovaný kontrast snímku a jeho největší možnou kvalitu v akceptovatelném čase (vyšetření některých orgánů je možné provádět delší dobu, u některých to okolnosti nedovolují, především u těch, které jsou trvale v pohybu – jako je např.: srdce). Základními pulzními sekvencemi využívanými v MRI jsou saturation recovery (SR) sekvence, gradientní echo (GRE) sekvence, radiofrekvenční spin echo (SE) sekvence a „inversion-recovery“ (IR) sekvence. Podrobněji budou sekvence popsány v následujících podkapitolách [2].

### 1.4.1 „Saturation recovery“ sekvence

Jedná se o nejjednodušší typ pulzní sekvence, který využívá saturační pulz. Ten vychyluje vektor magnetizace o  $90^\circ$  (tzn. vychýlení z osy  $z$  do roviny  $xy$  –  $M_z \rightarrow M_{xy}$ ). Po odeznění RF pulzu protony ztrácejí svou energii, čímž dochází k obnovení rovnovážného stavu (vektor magnetizace se vrací zpět do osy  $z$ ) [3].



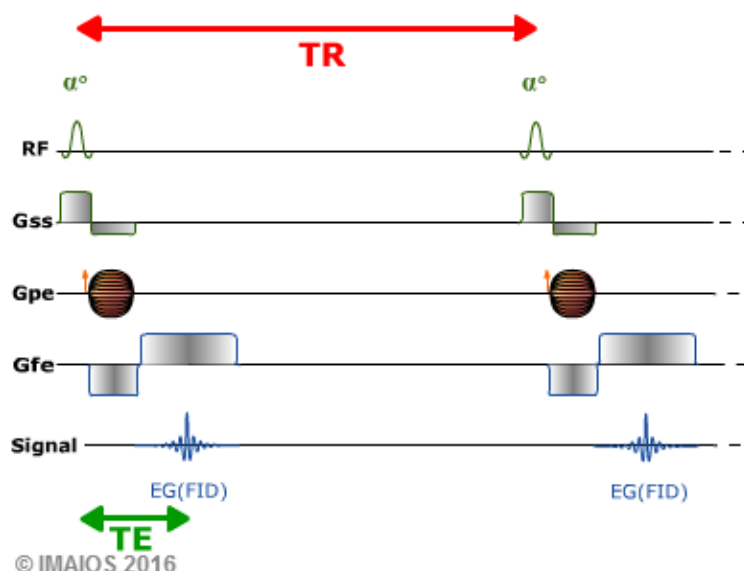
**Obrázek 13** Saturation recovery sekvence (pulzy  $90^\circ$ ) – (a) dlouhý interval, (b) krátký interval [3]

Jsou-li pulzy vysílány v dlouhých časových intervalech (TR – Time to Repeat) dochází k obnovení rovnováhy již mezi jednotlivými pulzy a proto každý FID dosahuje svého maxima. Jsou-li naopak intervaly kratší, nedojde k úplnému obnovení rovnovážného stavu a výsledné FID signály se postupně zmenšují (viz Obrázek 13). V dnešní době je používán jen zřídka [3].

### 1.4.2 Gradientní echo sekvence

Gradientní echo sekvence a spin echo sekvence se vzájemně liší ve dvou stěžejních parametrech. První odlišností je úhel vychýlení. V případě gradientní echo sekvence je obvykle využíváno úhlu menšího než  $90^\circ$ . Druhou odlišností je absence  $180^\circ$  RF pulzu (viz Obrázek 14).

Úhel vychýlení, který je menší než  $90^\circ$  vede ke snížení velikosti příčné magnetizace. Důsledkem tohoto excitačního pulzu menšího než  $90^\circ$  je rychlejší obnovení podélné magnetizace, čímž je dosaženo kratšího TR/TE a především dojde ke snížení skenovacího času. Nejčastěji se tato sekvence využívá ve 3D zobrazování a dalších aplikacích, které vyžadují rychlost, např.: při kardiovaskulárních vyšetřeních či vyšetřeních, při kterých je nutné zadržovat dech [5, 6].



Obrázek 14 Gradientní spin echo sekvence [26]

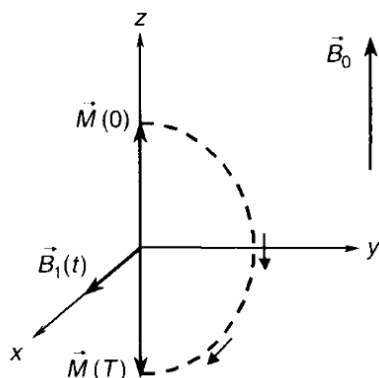
Výhodou těchto excitačních pulzů a technik využívajících gradientů je zrychlení procesu získávání dat a získávání silnějšího MR signálu v případě kratšího TR.

Gradient echo sekvence tedy využívá RF pulz, ale nevyužívá  $180^\circ$  pulz, tzn., že nedojde k obrácení polarity vektoru magnetizace, což může vést ke ztrátám signálu. Tyto sekvence jsou také více citlivé vůči odchylkám v magnetickém poli, než právě spin echo sekvence [5].

### 1.4.3 „Inversion-recovery“ (IR) sekvence

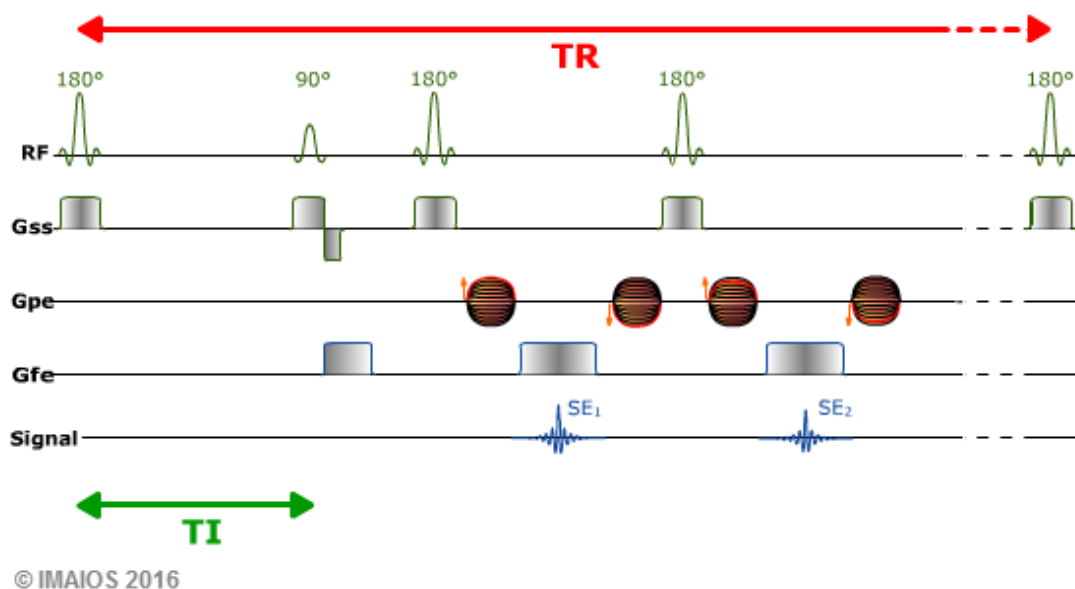
IR sekvence je velice podobná sekvenci saturation recovery, avšak v tomto případě  $180^\circ$  pulz vychýlí vektor magnetizace do záporné části osy z. K obnovení rovnovážného stavu ( $-M_z \rightarrow +M_z$ ) dochází návratem záporného vektoru magnetizace  $-M_z$  přes rovinu xy (viz Obrázek 15).

Jednotlivé typy biologických tkání se liší délkou trvání relaxačních časů  $T_1$ . Rozdílů trvání  $T_1$  je využíváno v MRI k vytváření  $T_1$  vážených obrazů. Například při užití spin echo sekvence je  $T_1$  váženého obrazu dosaženo poměrně krátkými časy TR a TE. Před vysláním dalšího excitačního pulzu při podélné magnetizaci tkáně s delšími časy  $T_1$  dochází k pomalejší obnově rovnovážného stavu než v případě kratších časů  $T_1$  [5, 6].



**Obrázek 15** Vychýlení vektoru magnetizace z kladné části osy z do záporné [5]

Kontrast obrazu lze měnit, díky odlišnostem v časech relaxace  $T_1$ , právě pomocí této pulzní sekvence. Základem je inverzní pulz, který vychýlí vektor podélné magnetizace z kladné části osy z do části záporné.



**Obrázek 16** IR sekvence [27]

Tkáně lišící se hodnotami relaxačních časů  $T_1$  obnovují svůj rovnovážný stav v různých poměrech, což mezi nimi vytváří  $T_1$  kontrast. Po excitačním pulzu se rozdíly v podélné magnetizaci projeví také v příčné magnetizaci. Tím je vytvořen signál, který vede ke vzniku  $T_1$  váženého obrazu.

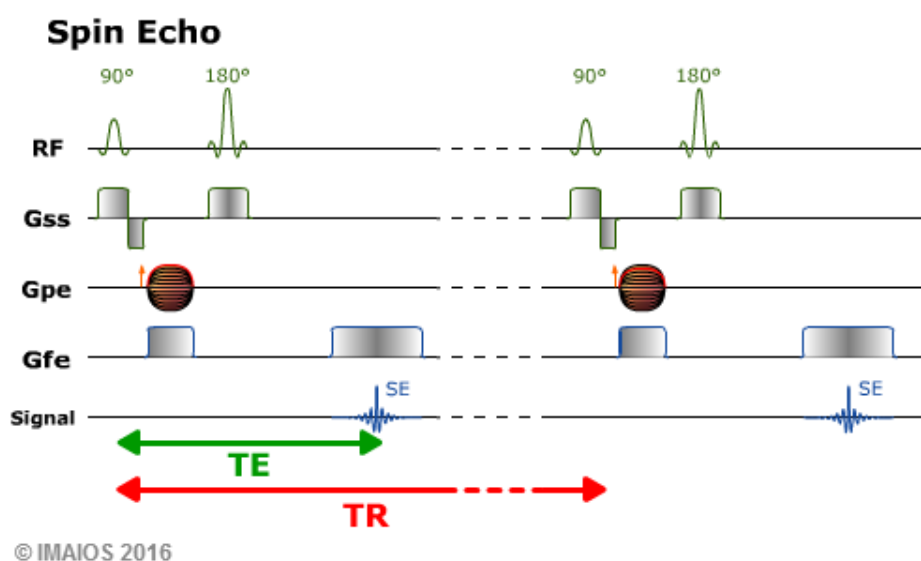


Pulzní sekvence využívající inverzní pulz, který předchází RF excitačním pulzům, jsou nazývány jako IR sekvence. Časová prodleva mezi inverzním pulzem a excitačním pulzem je označována jako inverzní čas (TI) [5].

IR sekvence je složena ze dvou částí. První část zahrnuje vyslání inverzního RF pulzu. Po době TI následuje druhá část, která je tvořena samotnou pulzní sekvencí (spin echo, gradient echo,...). První část je nazývána IR modul a druhá je nazývána host (samotná) pulzní sekvence [5].

#### 1.4.4 „RF Spin-echo“ sekvence

RF spin echo sekvence, nebo jen spin echo sekvence, je stěžejní pulzní sekvencí v MRI. RF spin echo sekvence (SE sekvence) je tvořena excitačním pulzem a jedním nebo více refokuzačními pulzy (viz Obrázek 17). Obvykle mají tyto pulzy úhel vychýlení  $90^\circ$  a  $180^\circ$  (excitační pulz  $90^\circ$ , refokuzační mají úhel  $180^\circ$ ) [5, 6].



Obrázek 17 SE sekvence [28]

Spin echo obrazy jsou využívány při 2D zobrazování. Hlavní výhodou SE sekvence je schopnost získat specifické kontrastové vyvážení obrazu –  $T_1$ ,  $T_2$ , protonové hustoty (viz Tabulka 2).

Tabulka 2 Kombinace TR a TE hodnot pro vytvoření kontrastu obrazu ve spin echo zobrazování [5]

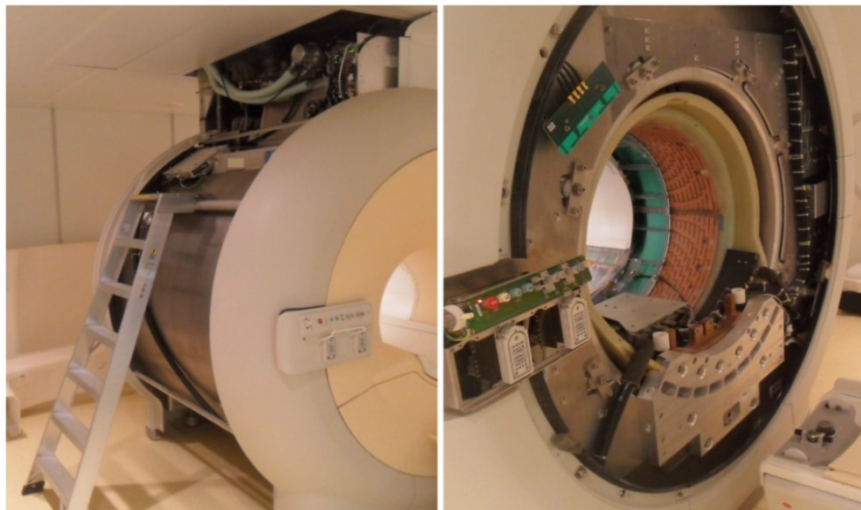
	Krátký TE ( $\leq 20$ ms)	Dlouhý TE ( $\geq 80$ ms)
Krátký TR ( $< 700$ ms)	$T_1$ -vážený	Běžně se nevyužívá
Dlouhý TR ( $> 2000$ ms)	Protonová hustota	$T_2$ -vážený

Další výhodou je odolnost vůči obrazovým artefaktům. Na rozdíl od gradient echo je tato sekvence odolnější především vůči artefaktům vznikajícím nehomogenitami v hlavním magnetickém poli  $B_0$ . Pomocí  $180^\circ$  RF pulzu je možné tyto efekty eliminovat, čímž zabráníme častému výskytu těchto artefaktů [3].

## 2 Systém tomografu magnetické rezonance

Systém tomografu MR je tvořen magnetem, gradientním systémem, RF systémem a počítačovým systémem (viz Obrázek 19). Tyto 4 základní komponenty určují také kvalitu celého systému.

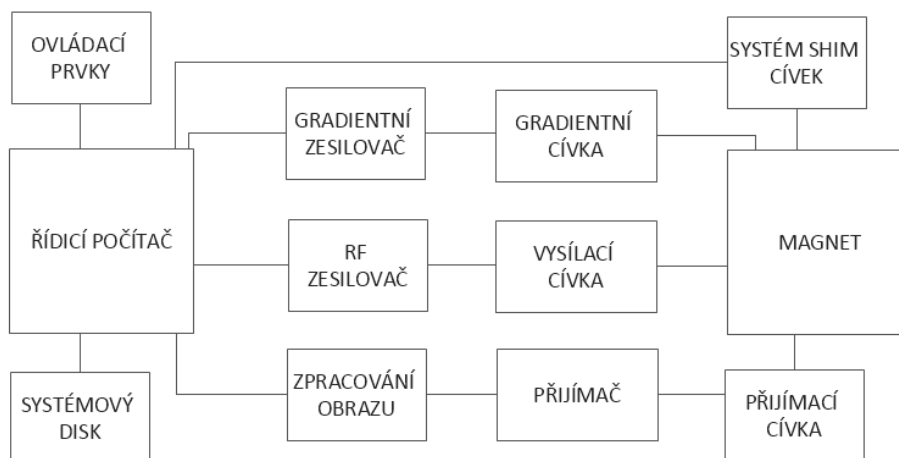
Vyšetřovna s vlastním magnetem je stíněná místnost – tzv. Faradayova klec. Jedná se o ohraničení místnosti vytvořené z vodivých materiálů (měď), které zabraňují průniku vysokofrekvenčního rušení k magnetu [12].



Obrázek 18 Odkrytý přístroj MR (zdroj: firma A)

### 2.1 Počítačový systém

MR je již od svých počátků řízena počítačovými systémy. V důsledku obrovského technického pokroku, ke kterému došlo v posledních 25 letech, jsou modality MR zdokonalovány především po jejich softwarové stránce, což umožňuje větší spolehlivost a výkonovou stabilitu zařízení [1].



Obrázek 19 Blokové schéma systému MR: upraveno podle [1]

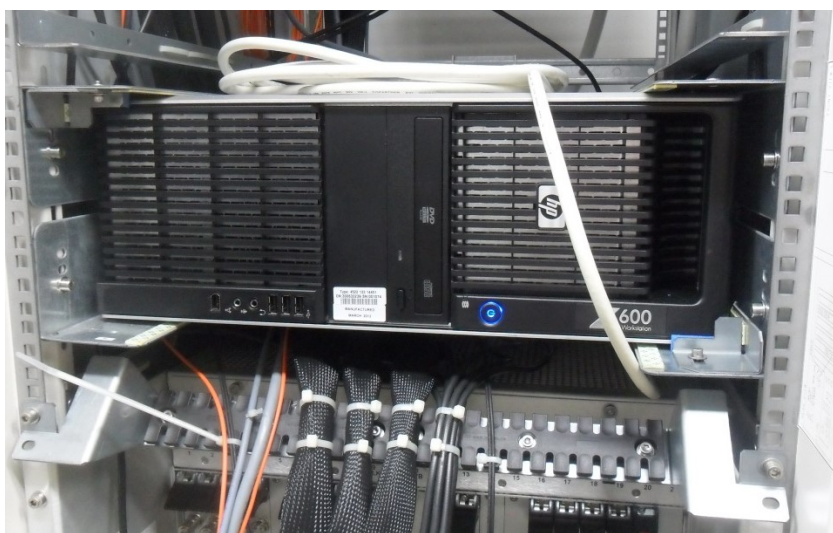
### 2.1.1 Hlavní počítač

Hlavní počítač umožňuje práci s uživatelským rozhraním. Operační systém hlavního panelu zprostředkovává uživateli kontrolu funkce skeneru a to buď přímo, nebo nepřímo.

K hlavnímu počítači bývají připojena ještě další zařízení, např. jeden nebo více pevných disků, na které jsou ukládány MR obrazy pacientů. Takto jsou data uchovávána pouze krátkodobě a množství dat, které zde můžeme uchovat, záleží na velikosti jednotlivých záznamů. Zároveň je zde i možnost dlouhodobého ukládání dat a to na CD nebo DVD [1].

### 2.1.2 Rekonstruktor

Počítač je využíván k Fourierově transformaci a k dalšímu zpracování získaných obrazů (viz Obrázek 20). Tento počítač je synchronizován s řídicím počítačem. Nezpracovaná data jsou uložena přímo do paměti tohoto počítače nebo na jiný pevný disk. Současné počítače mají složené procesory, které umožňují zpracování dat současně a zvyšují rychlost při vytváření obrazu [1].



**Obrázek 20** Rekonstruktor – počítač pro zpracování signálu a následné vytváření obrazu (zdroj: firma A)

## 2.2 Magnety

Magnet je základní složkou zařízení. Bývá dostupný v mnoha provedeních, která se liší indukcí magnetického pole, tvarem nebo materiálem. Indukce magnetického pole je udávána v jednotkách Tesla či v Gaussech ( $1 \text{ T} = 10\,000 \text{ G}$ ). Dle síly magnetického pole jsou magnety označovány jako slabé, střední a silné (viz Tabulka 3). Slabé magnetické pole je charakterizováno hodnotami 0,5 T, střední hodnoty jsou 0,5 až 1 T a hodnoty silného magnetického pole jsou 1 až 1,5 T. Ultra silné magnety dosahují hodnot 3 T a více (největší indukce magnetického pole v dnešní době dosahuje 7 T – běžně se taková indukce nevyužívá) [1].

Magnety jsou také charakterizovány materiálem, ze kterého jsou vyrobeny a na základě tohoto parametru jsou rozdělovány do tří skupin: permanentní magnety, elektromagnety a supravodivé magnety. Podrobněji jsou jednotlivé magnety popsány v následujících podkapitolách.

### 2.2.1 Permanentní magnety

Permanentní magnety jsou tvořeny materiálem, který je schopen udržovat magnetické pole po dlouhou dobu (řády let). Bývají to především slitiny kovů vzácných zemin. Tento typ magnetů má minimální náklady na provoz (magnetické pole je permanentní) a také minimální pořizovací náklady. Tyto magnety nevyžadují pro vytváření magnetického pole elektrický proud.

V okolí magnetu se nesmí vyskytovat feromagnetické předměty, protože tento materiál je silně přitahován ve směru gradientu indukce magnetického pole, tedy směrem k magnetu. V místnostech s magnety musí být dodržovány určité podmínky. Důraz je kladen na udržování stabilní teploty. Při jejím kolísání by došlo k narušení stability magnetického pole, což by výrazně ovlivnilo funkci přístroje. Další nevýhodou je hmotnost magnetu, která může být až do 70 tun [1].

**Tabulka 3** Srovnání základních parametrů jednotlivých typů magnetů [30]

Parametr	Supravodivé	Rezistivní	Permanentní
Velikost $B_0$	vysoká	malá (do 0,5 T)	malá (do 0,3 T)
Homogenita	vysoká	dostatečná	dostatečná
Stabilita pole	velmi dobrá	průměrná	velmi dobrá
Potřeba stínění	významná	nákladné stínění	nevýznamná
Vypnutí v nouzi	pomalé	rychlé	nelze
Rozměry	velké	relativně malé	průměrné
Hmotnost	průměrná	velká	velká
Cena	vysoká	nízká	vysoká
Chlazení	kryogen (He)	voda	není

### 2.2.2 Elektromagnety

Elektromagnety jsou založeny na využití elektrického proudu – magnetické pole je generováno průchodem elektrického proudu vodičem. Magnetické pole je přítomné tak dlouho, dokud teče proud závitů cívky, proto je velice jednoduché jej zcela vypnout.

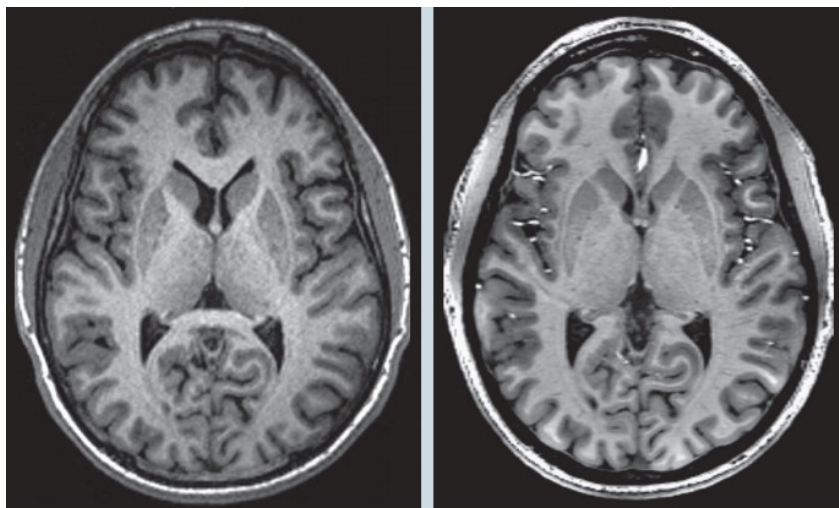
Klasické elektromagnety jsou vyráběny z měděných vodičů. Zdrojem musí být dodáváno konstantní množství elektrického proudu. Vzhledem k tomu, že měděné vodiče jsou schopny bezpečně vést pouze omezené množství elektrického proudu, můžeme tento magnet označit za zdroj slabého magnetického pole. Tento typ je extrémně citlivý na kolísání teploty a má velkou spotřebu elektrické energie při provozu (až 50 kW) [1].

### 2.2.3 Supravodivé magnety

Nejčastěji se jedná o solenoidní elektromagnet využívající vodič ze slitiny niobia a titanu (NbTi). Vodič je ponořen v tekutém heliu. Slitina NbTi je supravodivá, což znamená, že při teplotě pod 20 K nemá žádný elektrický odpor. Magnetické pole je zajišťováno stálým průchodem elektrického proudu

vodičem. Vodič snáší i velké množství protékajícího elektrického proudu, čímž jsou zajišťovány vysoké hodnoty magnetického pole.

Výhodou těchto magnetů je dosažení vysoké kvality zobrazovaných snímků. Nevýhodou je vysoká pořizovací cena supravodivých magnetů [1].



**Obrázek 21** Srovnání indukce magnetického pole na MR snímku mozku – vlevo pole 3 T, vpravo pole 7 T [7]

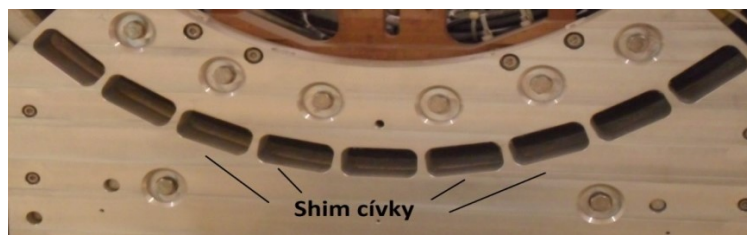
#### 2.2.4 Homogenita magnetického pole

Magnetické pole musí být homogenní. Jedním z faktorů ovlivňující homogenitu pole magnetu je jeho tvar. „Large-bore“ solenoidní magnety mají obecně nejlepší homogenitu v celém objemu. „Short-bore“ magnety mají dobrou homogenitu pouze v některých místech, což je způsobeno snižujícím se počtem závitů. Homogenita magnetického pole je udávána v ppm vzhledem k hlavnímu magnetickému poli v určité vzdálenosti.

Nejdůležitější je při výrobě magnetu a jeho instalaci dosáhnout co největší homogenity magnetického pole. Každopádně některé faktory (nedostatky, problémy) ve skenovací místnosti mohou způsobit znehodnocení tohoto pole. Toto je možné řešit lineárně pomocí gradientních cívek nebo nelineárně pomocí shim cívek [1].

##### 2.2.4.1 Shimovací (korekční) cívky

Shimovací cívky slouží k odstraňování (upravování) nehomogenity magnetického pole. Nehomogenita může být způsobována např. přítomností feromagnetických předmětů v blízkosti přístroje či konstrukcí magnetu.



**Obrázek 22** Shimovací listy jsou vloženy do označených otvorů (odkrytý přístroj firmy A)



Tyto cívký jsou konstruovány k vytváření malého magnetického pole, jehož cílem je vyrušit nehomogenity hlavního magnetického pole. Tyto nehomogenity mohou být různého druhu (lineární, parabolické,...) a proto je nutné, aby shimovací cívký vytvářely různé typy magnetického pole [13].

## 2.3 Gradientní cívký

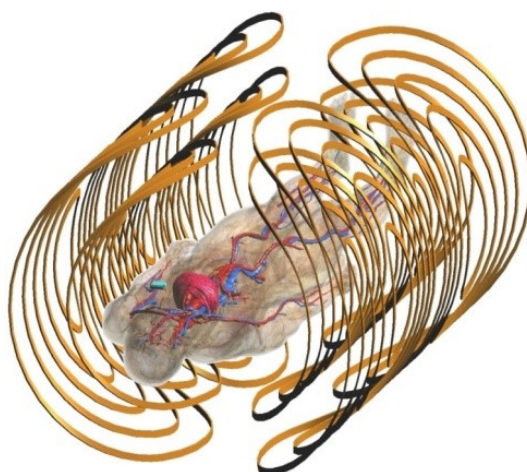
Magnetické pole MR modalit je téměř dokonale homogenní, proto všechny protony umístěny do tohoto pole mají stejnou Larmorovu frekvenci. Gradientní cívký slouží k vytváření gradientního magnetického pole, které v hlavním magnetickém poli  $B_0$  způsobí drobné lineární odchylky (silnější signál), což vede k odlišení Larmorovy frekvence u jednotlivých protonů – frekvence se liší přírůstkem velikosti gradientního pole (1):

$$\omega = \gamma \cdot (B_0 + G) \quad (1)$$

kde  $G$  je velikost magnetického pole působícího gradientu.



**Obrázek 23** Gradientní cívký (odkrytovaný přístroj firmy A)

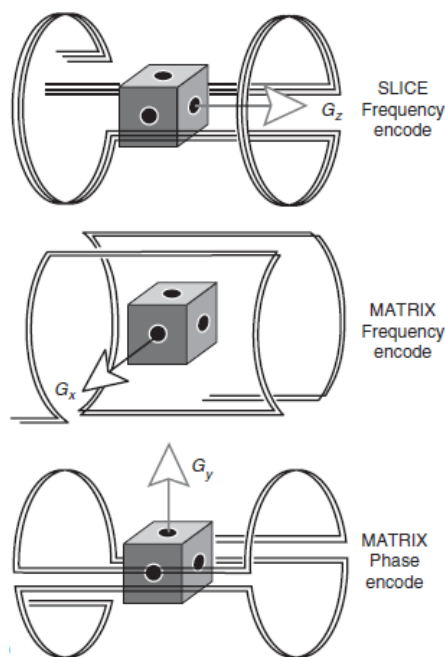


**Obrázek 24** Gradientní cívký okolo pacienta [14]

Gradientní pole je vytvářeno speciálně konstruovanými gradientními cívkami. Ty jsou umístěny přímo v hlavním magnetu a udržují lineární gradientní magnetické pole v hlavním magnetickém poli (viz

Obrázek 23). Toto gradientní pole je velice malé (dosahuje hodnot v rozmezí od 5 mT do 15 mT)<sup>2</sup>. Důležité je, aby hlavní magnetické pole bylo dokonale homogenní, v opačném případě by došlo k zániku drobných rozdílů v gradientním magnetickém poli [3].

Gradientní cívky snímají ve třech rovinách – v ose x, y, z (osa z určuje rovinu řezu). Gradienty jsou označeny písmenem G s příslušným indexem –  $G_z$ ,  $G_y$ ,  $G_x$  (viz Obrázek 25). Signály, které získáme, jsou tvořeny změnami velikostí gradientních magnetických polí v řízených sekvencích [3].



**Obrázek 25** Design gradientních cívek pro jednotlivé roviny [3]

Gradientní cívky jsou umístěny uvnitř magnetu, jak již bylo výše zmíněno, a zahrnují získávání signálu v těchto třech rovinách. Na rozdíl od hlavního magnetického pole nejsou aktivní po celou dobu, ale jen jsou-li potřebné při získávání signálu. Cívky jsou přepínány podle skenovaných oblastí, což je poměrně hlučné.

Indukce gradientního magnetického pole musí být dostatečně velká k překonávání případných nehomogenit hlavního magnetického pole – v tomto případě platí, že se zvyšující se velikostí hlavního magnetického pole je zvyšována také velikost gradientního magnetického pole [3].

## 2.4 Radiofrekvenční systémy

MR skenery využívají statického magnetického pole. To však jako takové nevytváří žádný MR signál. Pro získání takového signálu jsou využívány elektromagnetické cívky dvojího typu – cívky vysílací a cívky přijímací – které jsou schopny vytvářet nebo přijímat signál o rezonanční frekvenci atomových jader ve statickém magnetickém poli. Resonanční frekvence většiny atomových jader se nachází v RF části elektromagnetického spektra, proto jsou tyto cívky nazývány jako cívky radiofrekvenční (RF cívky) [6].

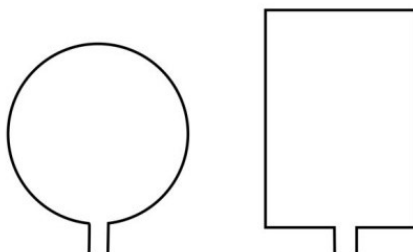
<sup>2</sup> Těchto hodnot dosahuje v hlavním magnetickém poli o velikosti 1 T.

Umístíme-li lidské tělo do statického magnetického pole, nastane rovnovážný stav, což znamená, že atomová jádra jsou seřazena ve směru působení magnetického pole. RF cívky vysílají elektromagnetický (RF) signál, který rezonuje s příslušnou frekvencí (závisí na velikosti magnetického pole). Tento pulz naruší rovnovážný stav – proces je označován jako tzv. excitace. Při tomto procesu atomová jádra absorbují energii RF pulzu. Přestane-li pulz působit, dochází k navrácení jader do původního rovnovážného stavu a k uvolnění energie přijaté při excitaci. Tuto energii detekují právě RF cívky [6].

Množství energie, které RF cívky vysílají nebo jsou naopak schopny přijmout, závisí na jejich vzdálenosti od zobrazované oblasti. Rozlišujeme dva typy RF cívek – cívky povrchové (surface coils) a cívky objemové (volume coils). Jednotlivé typy jsou popsány v následujících podkapitolách.

#### 2.4.1 Povrchové cívky (surface coils)

Povrchové cívky jsou nejjednodušším typem RF cívek. V podstatě jsou tvořeny smyčkou vodiče (LC obvod) a mohou mít různý tvar s lehkým zakřivením pro větší přizpůsobivost vyšetřované oblasti (viz Obrázek 26). Jedná se o malé cívky přiléhající těsně k oblasti zájmu (zobrazované oblasti – páteř, krk, koleno, apod.) [6].



**Obrázek 26** Design povrchových cívek [25]

Nejjednodušším provedením povrchových cívek je jednoduchá kruhová cívka. Senzitivita cívky klesá se zvětšující se vzdáleností od oblasti zájmu. Efektivní hloubka průniku je rovna zhruba poloměru konkrétní cívky.

Výhodou těchto cívek je schopnost získávat signály s výborným poměrem signál-šum (SNR). Naopak nevýhodou může být právě menší anatomické pokrytí požadované oblasti, než kterého je možné dosáhnout pomocí standardních tělových či hlavových cívek, proto jsou využívány k zobrazování relativně malých částí těla. Zvolení správného umístění cívky je důležitým faktorem pro zvýšení jejího výkonu.

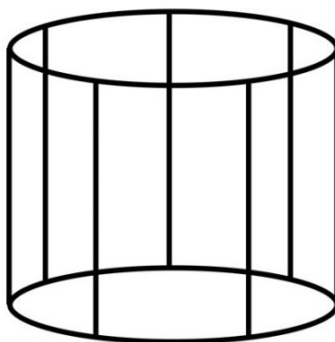
Většina povrchových cívek je využívána výhradně jako cívka přijímací. Jako cívka vysílající signál je v tomto případě využívána standardní tělová cívka [3, 6].

#### 2.4.2 Objemové cívky (volume coils)

Druhým typem RF cívek jsou cívky objemové, které umožňují pokrytí velkých anatomických oblastí. Základem těchto cívek je stejný LC obvod jako u cívek povrchových, který je opakován po celém povrchu válcovitého uspořádání cívky. Touto vlastností je docíleno šíření energie v celé oblasti, která



je cívkou obklopována. Cívky jsou vytvářeny v podobě „klecí“, proto jsou často označovány jako „birdcage“ cívky (viz Obrázek 27) [6].



**Obrázek 27** Design objemových cívek, tzv. birdcage design [25]

Objemové cívky jsou vzdálenější od oblasti zájmu, proto mají nižší senzitivitu k získávanému MR signálu než cívky povrchové. Na druhou stranu umožňují pokrytí obrovské oblasti.

Docílení nejlepších výsledků při zobrazování je možné kombinací obou druhů cívek – objemovou cívkou využít jako vysílač signálu a povrchovou cívkou jako přijímač signálu [6].

V dnešní době jsou nejčastěji využívány cívky, které jsou nazývány tzv. „array“ cívky. Jedná se o seskupení malých povrchových cívek, jejichž signál může být slučován dohromady, ale zpravidla je signál přiváděn na jednotlivé přijímače.

Povrchové cívky o malém průměru mají vysokou citlivost, ale omezené anatomické pokrytí. Složením malých cívek v „array“ cívky lze docílit obrovského anatomického pokrytí a vysokého poměru SNR. Vzhled a uspořádání cívek se vyvíjelo v průběhu posledních 25 let [22].

#### **2.4.3 „Switchable array“ cívky**

Jedná se o takzvané přepínatelné cívky, u nichž jsou v průběhu vyšetření aktivovány pouze určité segmenty cívky.

Poprvé byly tyto cívky využity při zobrazování páteřní oblasti. V roce 1980 bylo možné cívkami zobrazovat pouze jednotlivé úseky páteře. V roce 1990 se začaly používat právě tyto přepínatelné cívky – jednalo se o tři jednoduché samostatné cívky, které byly spojeny v jednu dlouhou, na které pacient při vyšetření ležel.

MR skenery měly pouze jeden přijímací kanál a proto mohl být zaznamenán v určitém časovém okamžiku signál pouze z jednoho segmentu cívky. Nicméně segmenty bylo možné mezi sebou elektronicky přepínat, aniž by bylo nutné hýbat s pacientem a cívkami, což bylo výhodné. Přepínatelné cívky dokonce ještě dnes bývají součástí některých povrchových cívek [22].

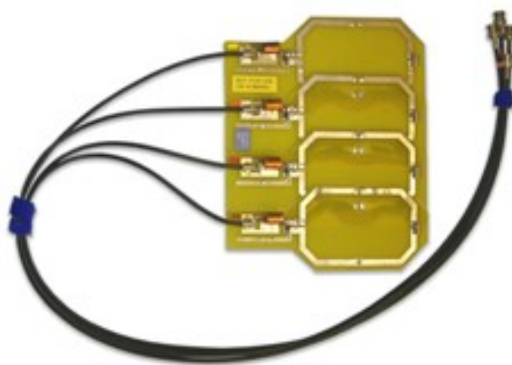
#### **2.4.4 „Phased array“ cívky**

Phased array cívky jsou v podstatě seskupení vzájemně se překrývajících malých cívek spojených do jediného výstupu (viz Obrázek 28). Název phased array je odvozen z teorie, v níž je obrovské

množství malých antén (spojených dohromady) využíváno pro zlepšení celkového signálu nebo vlastností přenosu.

Překrývání cívek slouží k minimalizaci couplingu (párování) mezi nejbližšími cívkami. Nízká impedance na vstupu předzesilovače slouží k izolaci případného párování (i slabého) mezi vzdálenějšími cívkami.

N počet nezávislých phased array cívek, každá má své zesilovače a přijímací kanály, by měly ideálně zvýšit poměr signál-šum o  $\sqrt{N}$  – v případě 4 cívek by měl být tento poměr 2x větší než je tomu u jednotlivých cívek. V praxi však není dosaženo těchto ideálních výsledků [22].



**Obrázek 28** Příklad „phased array“ cívky [22]

#### **Výhody phased array cívek:**

1. Zvýšení rychlosti skenování – Jde asi o nejvýznamnější výhodu. Některé náročnější MRI skenery mohou provádět vyšetření pacienta dlouhou dobu. S větším počtem kanálů mohou být ale mnohonásobně rychlejší (4, 8, 16x rychlejší – skenování, které by jinak trvalo hodinu, může být provedeno za 15 minut i méně). Zkrácení vyšetřovací doby je významným přínosem také pro pacienta – při některých vyšetřeních je nutné zadržet dech či se vůbec nepohnout během snímání a v kratších časových intervalech je lehčí tohoto dosáhnout.
2. Získávání více signálu – Poměr SNR je využíván ke zhodnocení výkonu cívky. Výrobci MR chtějí získat více signálu a méně šumu. Technologie využívající více-kanálové cívky zvyšují množství získaného signálu a tím i kvalitu skenování. Jednou z možností je pořízení přístroje s větším magnetickým polem, ale ekonomicky výhodnější je zakoupení právě více-kanálové cívky.
3. Pokrytí větší oblasti ke snímání – Přijímací kanály mohou zobrazovat ve stejném čase a proto lze pokrýt větší anatomickou oblast. Nejčastěji se využívá při snímání páteře či nohou [20].

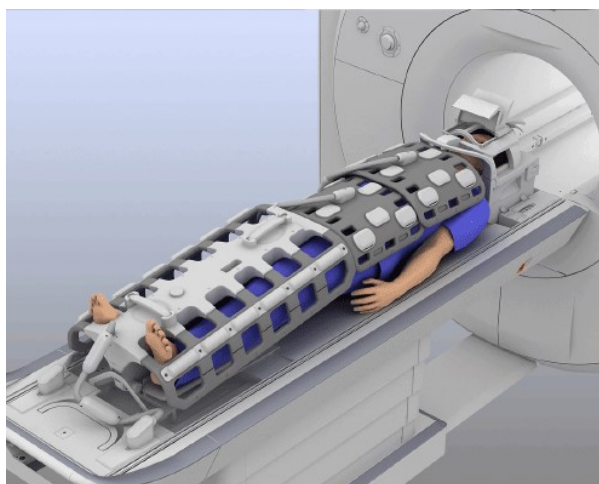
#### **2.4.5 Paralelní array cívky**

Paralelní array cívky jsou seskupením cívek, které se vzájemně nepřekrývají a jsou optimalizovány pro paralelní snímání (viz Obrázek 29).

V posledním desetiletí jsou tyto cívky v MRI velice často používány. V paralelním zobrazování je odlišná síla signálu z mnoha malých cívek využívána k přesnějšímu určení místa, z něhož je signál vyslán – tudíž jsou sníženy časové nároky při opakování postupu.

Pro zvýšení citlivosti cívek k dostatečnému rozlišení oblastí vyslaného signálu je nutné, aby nedocházelo mezi jednotlivými elementy cívek k magnetickým interakcím. To znamená, že překrývání mezi cívkami (jako tomu bylo u phased array cívek) je nežádoucí.

Zatímco každou paralelní cívkou lze nahradit phased array cívkou, ne všechny phased array mohou být použity pro paralelní snímání [22].



**Obrázek 29** Příklad paralelní „array“ cívky – celotělová cívka pro cévní snímání [22]

Počet segmentů cívky je obecně větší než počet přijímacích kanálů. Důvodem jsou nízké náklady na výrobu jednotlivých segmentů, zatímco přijímací kanály mají tyto náklady vysoké, protože potřebují zesilovače, digitalizace obvodů, apod.

**Segmenty** mají dvě stěžejní vlastnosti. Prvním důležitým znakem je, že jsou tvořeny jedním nebo více základními elementy. Druhou vlastností je jejich vybavení obvody umožňující jejich připojení k jednotlivým přijímacím kanálům.

**Kanály** jsou nezbytnou součástí při zpracování informací získaných z jednotlivých segmentů cívky. Obsahují zesilovače, filtry, AD převodníky, demodulátory, apod. Výstupem každého kanálu je zobrazování konkrétní oblasti, což je později sloučeno s výstupy ostatních kanálů a je tak vytvořen celkový konečný MRI snímek [22].



vyskytovat předměty z feromagnetických materiálů – hasicí přístroje, vysavače nebo patientské lůžko. Takový předmět by se vlivem mg. pole dostal do pohybu a mohl způsobit méně vážná či závažnější poranění (záleželo by na velikosti předmětu) a v neposlední řadě by mohlo dojít k poškození samotného přístroje (viz Obrázek 31) [2].



**Obrázek 31** Předmět vyskytující se v blízkosti magnetického pole MR [20]

Další podmínkou je zabránit vstupu do místnosti s tímto mg. polem osobám, které mají implantovány kovové předměty, které nejsou v těle pevně umístěny (např. uchyceny ke skeletu – šrouby, dlahy), protože hrozí riziko změny umístění těchto předmětů – jedná se především o svorky (klipy).

### **3.2 Proměnné magnetické pole**

Jedná se o magnetické pole gradientů. Může dojít ke stimulaci periferních nervů pacienta, což může být pocíťováno jako brnění končetin či svalové záškuby. Také může dojít k poruchám zraku. Tyto vedlejší účinky přímo neohrožují zdraví vyšetřovaného pacienta.

Horší dopad by toto pole mělo na pacienty, kteří mají elektronické implantáty – jedná se o kardiostimulátory, implantované defibrilátory či inzulinové pumpy. V tomto případě by mohlo dojít k ovlivnění funkce implantátů vedoucí k následným komplikacím a ty by mohly ohrozit vyšetřovaného pacienta [2].

### **3.3 Radiofrekvenční magnetické pole**

Vystavení tkáně tomuto magnetickému poli způsobuje její ohřev. Nebezpečí hrozí v případě kovových předmětů, které jsou zahřívány mnohem více než biologická tkáň [2].

### **3.4 Stratifikace rizika**

V dnešní době jsou kovové implantáty rozdělovány do tří skupin (podle míry hrozícího nebezpečí):

- MR bezpečné – v případě těchto implantátů nedochází k interakci s magnetickým ani vysokofrekvenčním polem.

- MR podmíněčně přípustné – při dodržení daných podmínek je možné považovat vyšetření za bezpečné.
- MR nebezpečné – implantáty ohrožující vyšetřovaného.

Druhá kategorie není přesně definována, na rozdíl od dvou zbylých, proto se dále rozděluje do sedmi podskupin [2].



**Obrázek 32** Bezpečnostní vypínač (vlevo: vypínač firma B, vpravo: firma A)

Dodržení podmínek pro bezpečné vyšetření pomocí MR je v dnešní době zajišťováno informovaným souhlasem s dotazníkem, který je vyplňován před každým vyšetřením (viz Obrázek 34). Kromě základních informací jako jsou jméno, příjmení či rodné číslo, obsahuje především nezbytné informace jako podstoupené operace hrudníku, zda má pacient implantován kardiostimulátor či možnosti průniku cizorodého kovu do těla. Tyto informace uvědomí radiology či jiné osoby způsobilé k provedení vyšetření magnetickou rezonancí o přítomnosti kovového materiálu v těle vyšetřovaného pacienta, což umožní využití zmíněných opatření pro některé typy implantátů či ve výjimečných případech k úplnému zrušení vyšetření pomocí magnetické rezonance. Vyšetření bývá rušeno v případě feromagnetických aneurysmatických klipů, které by mohly změnit svou polohu a tak ohrozit pacienta [17, 18].



**Obrázek 33** Balónek se sluchátky

Sluchátka slouží ke komunikaci personálu s pacientem, kterému jsou takto předávány pokyny při vyšetření, balónek slouží jako bezpečnostní opatření – v případě, že má pacient v průběhu vyšetření obtíže, zmáčkne balónek a pomocí zvukové signalizace je o tom informován personál.



Některé kovové implantáty mohou způsobit také ztrátu přenášeného signálu nebo zkreslit výsledné MR snímky. Radiologové však mohou některá tato zkreslení rozpoznat a výsledný snímek i přes tyto nedostatky správně interpretovat [17, 18].

Ke každé položce uvedené v dotazníku odpovězte, zda se týká Vaší osoby či nikoliv:

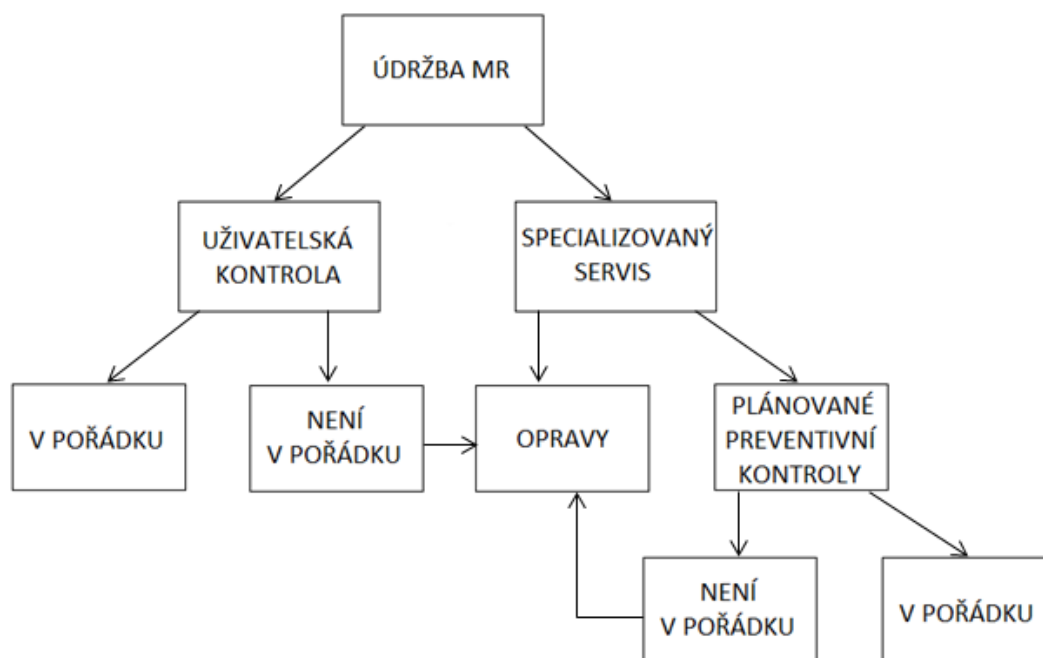
Kardiostimulátor	Ano	Ne
Implantabilní kardioverter-defibrilátor (ICD)	Ano	Ne
Kochleární implantát	Ano	Ne
Neurostimulátor	Ano	Ne
Inzulínová pumpa	Ano	Ne
Chlopenní náhrady	Ano	Ne
Nitroděložní tělíska	Ano	Ne
Cévní svorky	Ano	Ne
Embolizační spirály	Ano	Ne
Kovové implantáty MR nekompatibilní	Ano	Ne
Kovové střepek, úlomky, cizí tělesa	Ano	Ne
Venosní porty	Ano	Ne
Tetování	Ano	Ne
Těhotenství	Ano	Ne
Naslouchadlo	Ano	Ne
Zubní protéza, rovnátka	Ano	Ne
Piercing	Ano	Ne
Renální insuficience	Ano	Ne
Prodělal pacient operace	Ano	Ne
Jaké:		
Alergie (na co?)		

**Obrázek 34** Ukázka informovaného souhlasu s MRI vyšetřením [29]

## 4 Technické kontroly MR

Technické kontroly neodmyslitelně patří ke každému přístroji. V případě magnetické rezonance byly tyto kontroly podřízeny zákonu o zdravotnických prostředcích, což byl zákon č. 123/2000 Sb. konkrétně §28 Údržba a servis zdravotnických prostředků. Nyní je tento zákon nahrazen novým a to konkrétně zákonem č. 268/2014 Sb. Pokyny pro vykonávání servisu a oprav jsou sepsány v §64 až §68. (§64, §65 obsahují informace týkající se servisu zdravotnických prostředků, §66 se zabývá opravami a §67, §68 se zabývají revizemi). V tomto upraveném zákonu stojí: „*Servisem se rozumí provádění odborné údržby a oprav zdravotnického prostředku v souladu s pokyny výrobce, tímto zákonem a jinými právními předpisy; oprava a odborná údržba individuálně zhotoveného zdravotnického prostředku se nepovažuje za servis podle tohoto zákona.(...)*“. (zákon č. 268/2014, §64) Odborná údržba je tímto zákonem definována takto: „*Odbornou údržbou se rozumí realizace pravidelných bezpečnostně technických kontrol a dalších úkonů směřujících k zachování bezpečnosti a plné funkčnosti zdravotnického prostředku.(...)*“. (zákon č. 268/2014, §65)

Údržba přístroje a testování jeho jednotlivých funkcí pomáhá zvyšovat životnost přístroje a udržuje jeho správnou funkci. Přístroje jsou testovány i před jejich odesláním uživateli. Během jejich užívání jsou stroje pravidelně kontrolovány. Prohlídky můžeme rozdělit do tří skupin: uživatelské, plánované periodické kontroly a opravy (viz Obrázek 35). U přístrojů, které slouží k diagnostice pacientů je velice důležité, aby byly kontroly prováděny v řádných intervalech dle doporučení výrobce či podle potřeby při poruše funkce. Intervaly mezi kontrolami se odvíjí také od toho, jak moc je daný přístroj využíván např. v případě častého používání MR dochází k většímu úbytku helia při chlazení stroje. Vhodné je zkontrolovat správnou funkci přístroje každý den před uvedením do provozu [15].



**Obrázek 35** Algoritmus možností průběhu údržby na MR skenerech



## **4.1 Plán údržby**

Uživatel spolu se zdravotnickým přístrojem dostává návod k použití, ale také plán údržby. Tento dokument bývá dodáván v angličtině i v češtině. Obsahuje informace potřebné pro provádění servisu daného zdravotnického přístroje. Konkrétně jsou zde podrobně sepsány části přístroje, které je nutno kontrolovat, z jakého důvodu je nutné tyto kontroly provádět, co přesně je nutno na dané části zkontrolovat a v neposlední řadě periodicitu kontrol. Četnost kontrol udává výrobce přístroje, a jak již ze zákona vyplývá, uživatel musí dbát na plnění těchto kontrol a jejich řádné zaznamenání [16].

## **4.2 Uživatelské – rutinní kontroly**

Periodické podrobné technické kontroly provádí servisní technik nikoliv uživatel. V rámci preventivní kontroly přístroje má však uživatel možnost využití uživatelského módu servisních kontrol, který přístroj nabízí. Tento mód umožňuje uživateli obecnou kontrolu vzájemné interakce částí mezi sebou. Tuto kontrolu je doporučováno provádět jednou za čtvrt roku. Uživatelská kontrola však nenahrazuje prohlídky servisní a využívá se převážně orientačně.

Mnoho přístrojů vyžaduje denní či týdenní kontroly a jednoduchou údržbu. Tyto kontroly jsou důležité pro bezpečnou, efektivní a kontinuální funkci zdravotnického přístroje a především pro dosažení optimálních výsledků vyšetření. Tuto část prohlídek tvoří především vizuální kontrola, kterou je možné zjistit vnější poruchy či poškození přístroje. Dále se denně provádějí testy pro ověření správnosti funkce přístroje tzv. „performance tests“ nebo také kalibrování přístroje. Testy jsou prováděny zdravotnickým personálem, který přístroj používá [16].

## **4.3 Plánované periodické kontroly**

Plánované periodické kontroly se provádějí pro zajištění delší životnosti přístroje a pro minimální výskyt poruch přístroje. Tyto prohlídky jsou přesně plánované ve specifických intervalech a zahrnují činnosti, které nemůže provádět uživatel, ale pověřená osoba, tzn. servisní technik (viz Tabulka 5). Obvykle jsou plánovány výrobcem. Pro zdravotnické přístroje a jejich výkon jsou tyto kontroly velice důležité (viz Tabulka 6).

Preventivní kontroly, které přístroje vyžadují, se mohou lišit. Především je nutné brát zřetel na stáří přístroje, typ přístroje či frekventovanost jeho používání.

Dle Employees' State Insurance Corporation by měly být plánované preventivní kontroly MRI systému prováděny v každém čtvrt roce. Četnost kontrol se však může u jednotlivých typů přístrojů lišit a to z důvodu různých požadavků výrobců na jednotlivé přístroje [16].

## **4.4 Opravy**

I přes všechna preventivní opatření může dojít k poruše přístroje. V takovém případě se jedná o opravy přístroje. Při zjištění nedostatku ve funkci je k problému přivolána pověřená osoba a úkolem je zjistit o jakou chybu se jedná a postarat se o její odstranění. Vše musí být řádně zaznamenáno a ohlášeno [16].

## 5 Servisní prohlídky

### 5.1 Firma A – servisní kontrola

Jedná se o přístroj magnetické rezonance, který využívá magnetické pole o velikosti 1,5 T. Tato velikost magnetického pole bývá běžně užívána. Všechny informace sepsané v této kapitole mi poskytli servisní technici firmy A.



**Obrázek 36** Přístroj magnetické rezonance – 1,5 T (firma A)

#### 5.1.1 Průběh kontroly

- Periodický test kvality obrazu (PIQT) – jedná se o test, při kterém je využíváno fantomu. Na základě výsledku tohoto testu je technik schopen posoudit v jakém celkovém stavu je přístroj (je zahrnuto testování obrazu, artefaktů, gradientů, celková komunikace jednotlivých částí systému mezi sebou).
- Kalibrační testy
- Bezpečnostní kontrola – zahrnuje úkony bezpečnosti jako například elektrické kontroly, přerušení snímání v případě poruchy jakékoliv komponenty, přerušení snímání v případě přehřátí gradientů, přerušení snímání v případě otevření dveří skenovací místnosti, apod.
- Mechanická kontrola – zahrnuje úkony, jako jsou čištění přístroje, promazávání patientského stolu, kontrola chlazení.
- Software

#### 5.1.2 Software pro kontroly – uživatelský a servisní mód

Software poskytuje dva módy – prvním je mód uživatelský a druhým mód servisní. Do uživatelského rozhraní má přístup samotný uživatel přístroje. Může si tak zjistit v jakém stavu se přístroj nachází.

Nevýhodou takovéto kontroly je především to, že je velice obecná. V případě, že výsledky uživatelské kontroly nejsou v pořádku, uživateli není známo, co je s přístrojem špatně. Znamená to tedy, že těmito obecnými kontrolami není nemožné nahradit preventivní kontroly servisního technika.

Servisní mód je určen servisnímu technikovi (viz Obrázek 37). Má více možností než mód uživatelský a je zde k výběru o jakou kontrolu přístroje se jedná. V základním menu si servisní technik zvolí, zda jde o opravu přístroje, diagnostiku problému či o preventivní kontrolu.

V první řadě je důležité, aby si servisní technik zažádal o přístup do systému. Jedná se o zabezpečení, kterým je zaručeno, že se do servisního módu nedostane žádná nepovolaná osoba. Prostředí servisního technika je odděleno od uživatelského. Po autorizaci technika je možné provádět diagnostiku problému, kalibrace a další úkony preventivní údržby.

### Procedure Conclusion

---

### Procedure Overview

---

Test Name	Result
Gradient FID shimming	Passed
Channel delay determ.	Passed
Gradient FID shimming (par)	Passed
Channel delay determ. (par)	Passed

### Test Result Details

---

Test Name: Gradient FID shimming

Result: Passed

Flag	Parameter Name	Actual Value	Nominal Value	Spec Value
	GCA: Grad. shims X [mT/m]	-0.0097		
	GCA: Grad. shims Y [mT/m]	-0.0143		
	GCA: Grad. shims Z [mT/m]	-0.0214		

A number of scans will be performed successively.

- to determine the channel delays (twice for Explorer)
- to determine the gradient shims (twice for Explorer)

If the values are within specification the hardware tuned parameters archive will be updated.

**Obrázek 37** Prostředí, ze kterého servisní technik spouští kalibrační testy, apod.

### 5.1.3 Kontroly personálu

V případě této firmy, personál hlídá pouze parametry související s teplotou ve skenovací místnosti (nejideálnější teplota je okolo 20 °C) a vlhkostí (nejideálnější je relativní vlhkost vzduchu kolem 50 %, v případě nižší vlhkosti ve skenovací místnosti by mohlo docházet například k artefaktům, jako jsou „spikes“ – „jiskřičky“, apod.). Dalším parametrem, který personál hlídá je stav hladiny helia. To je kontrolováno jednou týdně.

Žádné jiné parametry v rámci preventivní kontroly, kterou provádí personál, nejsou sledovány. V případě, že některá část přístroje vykazuje známky špatné funkce, je přivolán servisní technik, nebo je na problém technik přímo upozorněn pomocí dálkového monitorovacího systému.

#### **5.1.4 Monitorování systému – RNS/RADAR**

V dnešní době je stále častěji využíváno monitorování nedostatků přístrojů na dálku. Slouží k tomu režimy RNS a RADAR.

V případě RNS jde o dálkovou správu přístroje. Umožňuje opravy v softwaru, dále je možné zjistit, co je s přístrojem v nepořádku (upozorní na únik hélia, apod.) a v případě vážnější poruchy popřípadě koupit nový díl.

V případě režimu RADAR se jedná o monitorování po celých 24 hodin, přístroj je sledován, dochází k vyhodnocení situace – co by mohlo být problémem pro systém a následně upozorňuje pověřenou osobu na konkrétní problém či nedostatek. Při těchto režimech nedochází k úniku dat pacientů.

#### **5.1.5 PA Tool**

PA Tool (Performance Assurance Tool) je prostředí, ve kterém jsou uloženy informace o historii údržby systému daného přístroje. Servisní technik má možnost v tomto prostředí plánovat nejefektivnější postupy pro udržení systému v kvalitním stavu.

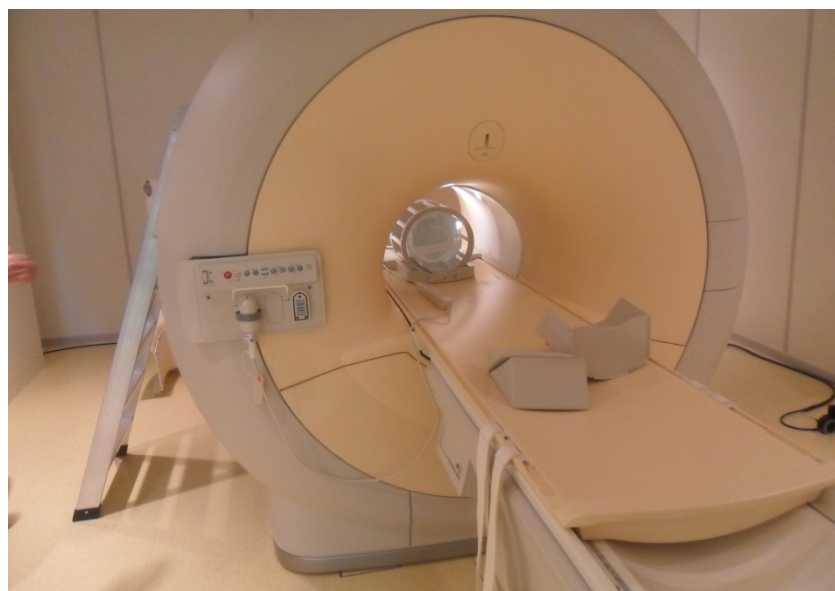
#### **5.1.6 PIQT**

PIQT (Performance Image Quality Test) je preventivní test, kterým se kontroluje kvalita zobrazení (viz Obrázek 38). Využívá se fantomu (viz Obrázek 39). Výsledky testu musí splňovat určité podmínky, jsou přesně dané meze, ve kterých se výsledné hodnoty musí nacházet. Tyto meze se liší pro různé typy přístrojů a jejich software.

Gradient Chain	Nova Dual		Gradient Amplifier	787	
Gradient Coil	Watercooled5		Gradient Switchbox	Switchbox	
RF Chain	Standard		RF Amplifier	S30_64	
Magnet	F2000				
Tested by	-		Order	-	

Patient	PIQT				PIQT	
Scan_Name	QA1H:MS,SE				QA2H:MS,FE	
Scan_Date	17-09-2014				17-09-2014	
Scan_Time	10:36				10:41	
Coil_Type	NT				NT	
BwPixel	218.84				217.01	
Trans_Q	214				214	
Drive	0.93				0.94	
RF_Factor	1.04				1.05	
Rec_Q	34	S31 - 39		34	S31 - 39	
Req_Att	8.33				0	
Scan_Seq	SE				FFE	
Off_cen_dist	17.79				17.79	
Central_freq	63881571				63881571	
Image_Type	M	M		M		
Slice_No	4	4		3		
Echo_No	1	2		1		
Dyn_Scan_No	1	1		1		
Dist_sel	17.79	17.79		17.79		
Echo_Time	30	100		15		
SNR_Factor	3.5	2.62		2.41		
Meas_Ok	OK	OK		OK		
Verify_Ok	OK	OK		OK		
Phantom	RAMP	RAMP		RAMP		
Prof_Type	MXV	MXV		MODULUS		
Phant_Rot.	0	0		0		
Angle	11.28	11.27		11.32		
Pos_shift	-0.08	-0.09		-0.08		
FWHM	4.9	S4.7 - 5.2	4.63	S4.4 - 4.9	4.93	S4.8 - 5.3
FWTM	6.59	S < 8	6.1	S < 8	7.63	
Slice_int.	4.85	S4.6 - 5.1	4.59	S4.35 - 4.85	5.07	S4.9 - 5.4
Phase_Shift	6.23	S < 15	8	S < 15	-	

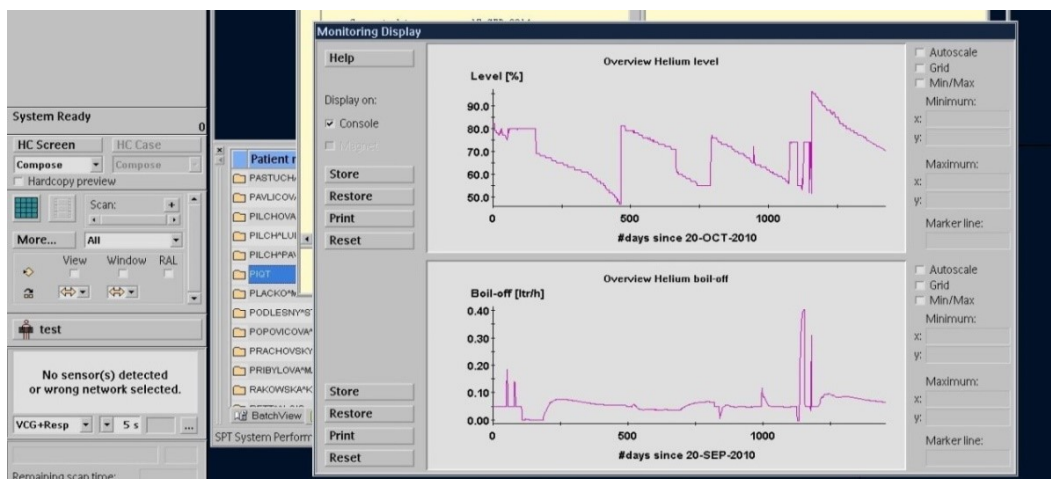
Obrázek 38 Část tabulky vyhodnocení PIQT



Obrázek 39 Provedení testu PIQT s fantomem

### 5.1.7 Odpařování helia

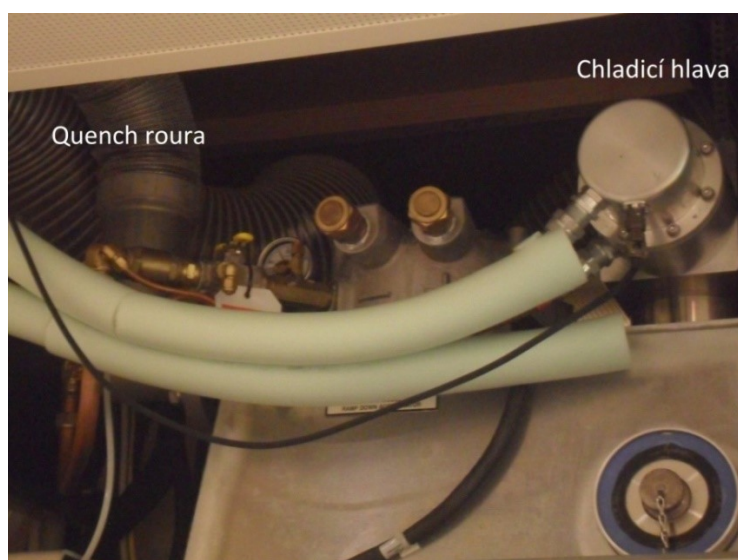
Helium je v systému magnetických rezonancí využíváno ke chlazení. Jeho únik je však nežádoucím jevem, a to z důvodu vysoké ceny jeho doplňování. Novější typy magnetických rezonancí mají chladicí hlavy a mechanismy, které odpařované helium dokáží zpátky zkapařňovat. Únik helia by byl žádoucí, pouze v případě, že by chladicí hlava nefungovala, aby nedošlo k nafouknutí (explozi) magnetu. Hladinu helia může kontrolovat personál, obsluhující magnetickou rezonanci. Tyto kontroly personál provádí jednou týdně.



Obrázek 40 Graf hladiny helia (horní), graf odpařování helia (dolní)

### 5.1.8 Chladicí hlavy

Rozlišujeme dva typy chladicích hlav. Prvním typem jsou mechanismy, které neumožňují zpětné zkapařňování odpařovaného helia (viz Obrázek 41). Jedná se o chladicí hlavy, které jsou velice drahé a v novějších modelech se už téměř nevyužívají. Při správné funkci dochází k odparu zhruba 3 % helia měsíčně. V případě špatné funkce chladicí hlavy se jedná o únik 3 % helia denně (což je obrovská ztráta).



Obrázek 41 Chladicí hlava – starší typ stroje (nedochází ke zpětnému zkapařňování helia)



Druhým typem jsou mechanismy, které zpětné zkapalňování umožňují. Tyto chladicí hlavy jsou levnější než první typ a teoreticky by nemělo docházet k žádnému úniku helia. Problém však nastává ve chvíli, kdy dojde k poruše chladicí hlavy – poté může docházet k úniku až 6 % helia denně, což je ještě horší než v případě prvního typu. Proto je nutné stav chladicí hlavy pravidelně kontrolovat.

Nevýhodou u chladicích hlav prvního typu je nutnost doplňování helia (je velice drahé). Objem nádoby s heliem je 1600 l a doplněna musí být alespoň polovina tohoto objemu – doplňuje se 900 l v určitých intervalech (v případě tohoto přístroje je doporučený interval doplnění helia 3 roky).

### 5.1.9 Upgrade

Jedná se o proces, při kterém je starší typ MR přístroje upraven a „upgradován“ na novější typ, nechce-li zákazník kupovat novou magnetickou rezonanci. Při tomto upgradu dochází k „odstrojení“ přístroje, zůstává pouze hlavní magnet a chladicí hlava.

Výhodou je, že z každého staršího modelu je možné vytvořit model novější a jedná se o ekonomičtější řešení. Na druhou stranu jsou zde i nevýhody jako např.: zůstane stále malý otvor v magnetu (novější přístroje mají větší průměr gantry) a v případě, že je upgradován přístroj s chladicí hlavou, která není schopna zpět zkapalnit helium, tak je tato vlastnost zachována.

### 5.1.10 Frekventovanost kontrol

V případě této firmy, jsou plánované kontroly rozdělené – při každé preventivní kontrole nejsou kontrolovány všechny komponenty přístroje – některé části není nutné kontrolovat při každé preventivní prohlídce nebo mají delší interval. Kontroly probíhají v rozmezí zhruba 3 měsíců.

## 5.2 Firma B – servisní kontrola

Jedná se o přístroj magnetické rezonance, který taktéž využívá magnetické pole o velikosti 1,5 T. Všechny informace sepsané v této kapitole mi poskytli servisní technici firmy B.



**Obrázek 42** Přístroj MR – 1,5 T (firma B)

**Tabulka 4** Základní pokyny pro údržbu

Část systému, funkce	Proč	Co kontrolujeme	Interval
Chladicí systém	Předejít přehřátí	Kontrola/výměna filtru Kontrola kapalin Kontrola tlaku vody	Ročně
Filtry, větrání	Předejít znečištění	Výměna filtru Kontrola funkce větrání	Ročně
Chladič	Předejít přehřátí	Podle potřeby výrobce	Podle potřeby výrobce

### 5.2.1 QA – Quality assurance

Zajišťuje chod systému v definovaných parametrech. Je zde hlídána orientace obrazu (pravá strana musí být zobrazena jako pravá, nesmí dojít k záměně), SAR monitor test – hlídání výkonu, aby nedošlo k poškození pacienta (specific absorption rate), gradienty – nesmí dojít k ovlivnění periferních nervů, bezpečnostní funkční testy (viz Obrázek 43).

Jednotlivé části systému jsou kontrolovány jednou ročně – kalibrace přijímačů, nastavení orientace obrazu.

Name	Status	Date
RF Noise Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Image Orientation Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Cross Term Compensation Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Feedback Loop Calibration Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Gradient Sensitivity Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Eddy Current Compensation Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Gradient Regulator Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
BC Tuning Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
RX Gain Calibration Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Synthesizer Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Stability Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Spike Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Gradient Delay Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Long Term Stability Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Gradient Rise Time Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Phantom Shim Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015
Cable Length Check	Measurement in specification [Done]	16-Sep-2015

**Obrázek 43** Část protokolu údržby – QA

Provádí se tune-up. V případě, že nevyjde v definovaných parametrech, provádí se znovu – nová kalibrace, nové ladění, nastavení systému (systém je kontrolován čtyřikrát ročně).

### 5.2.2 SRS

SRS je v podstatě provádění servisu na dálku. Servisnímu technikovi je pomocí SRS umožněno připojení k hlavnímu počítači MR. V případě problému má technik možnost se podívat do historie



prováděných úkonů (všechny jsou zde zaznamenány), a zjistit tak možnou příčinu vzniku daného problému. Druhou možností využití SRS je „prevence“ – zabránění vzniku závažného problému, díky včasnému zásahu. V případě, že některá část systému začne vykazovat známky nesprávné funkce, je možné zakročit dříve, než dojde k jejímu úplnému selhání.

### 5.2.3 Maintenance protocol

V tomto protokolu je přesně zaznamenáno, co bylo v rámci kontroly provedeno, kdy byla kontrola provedena, ale také kdy je nutné provést další kontrolu (viz Obrázek 44).

V protokolu údržby jsou úkony jako čištění počítače, cooling (chlazení) – ventilátory, přehřívání elektroniky, čištění filtrů, výměna chladicí hlavy, checking fantom, adsorber (slouží k odebrání nečistot z helia – olej, atd.).

Task	OK	Not OK	Last	Next
Cleaning the computer	×		17-Sep-2015	17-Sep-2016
Cooling system general checks	×		14-Sep-2015	14-Sep-2016
Checking the air filter of the patient fan	×		17-Sep-2015	17-Sep-2016
Checking the fans of the gradient filter	×		17-Sep-2015	17-Sep-2016
Checking the water circuit of the SEP	×		14-Sep-2015	14-Sep-2016
Checking the cold head	×		17-Sep-2015	17-Sep-2016

Obrázek 44 Část záznamu o preventivní údržbě zařízení – protokol údržby

### 5.2.4 Mechanická/elektrická bezpečnostní kontrola

Mechanická kontrola je velice důležitou součástí servisních prohlídek. Jedná se o vizuální kontrolu, která se zaměřuje na porušení cívek, ale také porušení kabelů (protržení, ošoupání) a izolací cívek i přístroje, zda nedošlo k odkrytí některé části zařízení, jsou kontrolovány také konektory cívek. Mechanická kontrola se zaměřuje také na patientský stůl – zda je možné jej nouzově vysunout z gantry v případě nebezpečí, zda je vysouván z gantry plynule a bez obstrukcí.

Elektrická kontrola se zaměřuje na odpor jednotlivých komponent vůči zemnicím kabelům na rozvaděči a izolovanost kabelů – aby nedošlo ke kontaktu s pacientem.

Dále jsou kontrolovány provozní podmínky, jako jsou vlhkost ve skenovací místnosti, teplota jak v provozovně, tak i v technické místnosti a důležité je promazávání a čištění PC i zanesení kontaktů cívek.

**Tabulka 5** Pokyny pro údržbu – preventivní

Část systému, funkce	Proč	Co kontrolujeme	Interval
LCD displej	Optimální funkce	Kontrola/oprava dle zadaných požadavků	Ročně
Fantom	Bezpečnost pacienta, personálu, systému i prostředí	Fantomy nesmí obsahovat bubliny.	Ročně
Magnet	Optimální funkce Bezpečnost pacienta, personálu a systému	Kontrola/nastavení tlaku na magnet Kontrola/výměna chladicí hlavy	Ročně
Heliový kompresor	Optimální funkce		
Adsorber	Optimální funkce	Výměna adsorberu	Každé tři roky
Pacientský stůl	Předejít opotřebení	Kontrola hydraulického systému Kontrola/doplnění oleje	Ročně

Plán údržby je složen z mnoha takovýchto tabulek, které přesně určují a popisují pokyny výrobce přístroje pro jeho údržbu. Uživatel musí zajistit, aby byly intervaly dodržovány – většinou výrobní firmy nabízejí smlouvy a poté si už na servisní kontroly dohlíží.

**Tabulka 6** Pokyny pro údržbu spojenou s bezpečností – „safety check“

Část systému, funkce	Proč	Co kontrolujeme	Interval
Obecné testy			
Systém	Bezpečnost pacienta, personálu, systému	Vizuální kontrola systému	Ročně
Viditelné kabely	Bezpečnost pacienta, personálu, systému	Vizuální kontrola kabelů	Ročně
Příslušenství	Bezpečnost pacienta, personálu, systému	Vizuální kontrola příslušenství	Ročně
Magnet	Optimální funkce Bezpečnost pacienta, personálu, systému	Kontrola tlaku Kontrola chlazení	Ročně

## 6 Srovnání konkurenčních modalit

### 6.1 Srovnání na základě technických parametrů

Pro větší přehled informací o přístrojích konkurenčních firem je níže vytvořena tabulka, ve které jsou sepsány základní technické parametry dvou konkrétních porovnávaných přístrojů (viz Tabulka 7).

**Tabulka 7** Srovnání technických parametrů přístrojů konkurenčních firem [32, 33]

Parametr	Přístroj firmy A	Přístroj firmy B
Indukce magnetického pole	1,5 T	1,5 T
Průměr gantry	0,6 m	0,6 m
Délka gantry	1,57 m	1,6 m
Chladicí hlava	Nezkapalňující mechanismus	Zkapalňující mechanismus
Spotřeba helia	3 % měsíčně	---
Interval doplňování helia	3 roky	---
Typ magnetu	Supravodivý	Supravodivý
Váha magnetu	2,9 t	3,55 t
Storage media	DVD	CD
Integrovanost body cívky	Ano	Ano

Z tabulky vyplývá, že jsou porovnávány přístroje, které se technicky liší především v mechanismu chlazení pomocí helia. V prvním případě (přístroj firmy A) využívá starší mechanismus chlazení, tzn., má chladicí hlavu, která zpětně nezkapalňuje odpařované helium (viz podkapitola 5.1.8) a v případě druhé firmy jsou využívány nové mechanismy, které helium zpětně zkapalňují (technologie tzv. zero boil-off technology). Jedná se o velice významný rozdíl (hlavně z ekonomického pohledu – doplňování helia je velice nákladné). Technické parametry týkající se rozměrů systému se naopak téměř neliší, tudíž komfort pacienta se taktéž příliš neliší (novější typy přístrojů bývají kratší – pro pacienty přínosnější).

### 6.2 Srovnání na základě výstupního protokolu PBTK

Po provedení každé preventivní plánované kontroly, je nutné její zaznamenání a shrnutí. To se provádí pomocí výstupního protokolu o provedení periodické bezpečnostně technické kontroly (PBTK) dle zákona č. 268/2014 Sb., v platném znění. Tento výstupní protokol kromě úkonů bezpečnostní kontroly (které jsou uvedeny v přílohách – jsou přiloženy protokoly o PBTK obou konkurenčních firem) musí obsahovat i základní informace, jako jsou adresa (umístění přístroje), zákazníka, který si nechává provést servis a nezbytné údaje jako je název, typ přístroje, výrobní číslo přístroje a jméno technika odpovědného za servis.

U jednotlivých úkonů je napsáno, zda byla kontrola v pořádku či nikoliv, nebo nebyla vůbec provedena, a datum, ve kterém byl úkon proveden.

V závěru je napsáno, zda přístroj vyhovuje požadavkům bezpečnostně technické kontroly dle platného zákona.

Interval PBTK se u jednotlivých firem neliší. Podstatné je, že v průběhu periodické bezpečnostní kontroly nejsou prováděny všechny testy – bylo by to časově velice náročné, proto se kontrolují

v daném intervalu pouze části uvedené v protokolu PBTK (můžeme si všimnout v příložených protokolech, že u jednotlivých položek se liší data provedené kontroly).

**Tabulka 8** Srovnání výstupního protokolu PBTK u konkurenčních firem vyrábějících MR modalitu

	Firma A	Firma B
Interval	ročně	ročně

Výsledný záznam o kontrole firmy A je stručnější, než protokol firmy B, každopádně úkony, které bezpečnostní prohlídky zahrnují, se neliší (jedná se o kontroly mechanické, vizuální, kontroly kvality obrazu, apod. – viz přílohy).

### 6.3 Celkové srovnání servisních kontrol

Průběh samotných servisních kontrol u jednotlivých výrobců MR skenerů se příliš neliší. Většinou se vyskytují odlišnosti v určitých parametrech či intervalech, které je nutné dodržovat. V tabulce níže je přehled vybraných parametrů pro srovnání (viz Tabulka 9). Některé parametry se od sebe téměř neliší, na druhou stranu některé jsou velice odlišné.

**Tabulka 9** Srovnání vybraných parametrů konkurenčních výrobců

	Firma A	Firma B
Periodicita	3 měsíce	1 měsíc
Kontrolované části	Části vyžadující servis	Kompletní servis
Délka servisu	4–5 hodin	Cca 5 hodin
Dálkový servis	RNS/RADAR	SRS
Maximální počet kanálů RF cívek	32	64
Upgrade	Provádí se	Provádí se
Systém	analogový	analogový
Nové řady	Digitalizovaný systém	Analogový systém
Kontroly personálu	jednou týdně	jednou denně

Hlavním rozdílem je v případě servisních kontrol interval, ve kterém jsou prováděny. V případě firmy A jsou kontroly prováděny v tříměsíčním intervalu, zatímco v případě firmy B je tento interval

jednoměsíční. Překvapivé také je, že i přes delší interval jsou v případě firmy A kontrolovány pouze části, které v termínu kontroly vyžadují servis (tzn., nejsou kontrolovány všechny části, ale pouze ty, které mají termín kontroly). Na druhou stranu firma B na každém servisu zkontroluje přístroj kompletně. Z tohoto vyplývá, že firma B klade na preventivní údržbu větší důraz než firma A, o čemž vypovídá i fakt, že personály obsluhující přístroje firmy B mají zavedeny deníky o kontrole, do kterých denně před započetím práce na přístroji, zapisují výsledky testů, které jako uživatelé mohou kontrolovat. V případě firmy A tyto deníky nejsou a kontroly personálu jsou prováděny maximálně jednou za týden.

Po technické stránce se přístroje liší počtem vstupních kanálů pro RF cívky. Přístroje firmy A dosahují nejvyššího počtu 32 kanálů a v případě firmy B je nejvyšší počet kanálů 64. Firma A má pouze 32 kanálů, protože cívky samotné i kabely jsou těžké, navíc se kabely často ničí a ošoupávají.

Dalším důležitým rozdílem jsou systémy RF cívek. U srovnávaných přístrojů tyto rozdíly nejsou, jelikož oba využívají analogové systémy, ale u novějších řad produktů firmy A jsou využívány digitalizované systémy (jedná se o nový systém, který využívají RF cívky – systém využívá optických kabelů místo klasických a dochází k přímé digitalizaci získaného signálu, tzn., není už využíván systém klasických kanálových cívek). Výhodou takového systému je mnohem rychlejší snímání než případě předešlého systému a lepší odstup signálu od šumu.

## 7 Servisní smlouvy

Informace pro zpracování kapitoly mi byly poskytnuty servisními technikami.

Servisní smlouvy jsou dokumentem, který nepochybně patří k technickým kontrolám. Není výjimkou, že tyto dokumenty nabízejí výrobci majitelům magnetických rezonancí již při koupi nového přístroje. Bývá to většinou z důvodu, že pak servisní prohlídky vykonávají technici výrobní firmy, kteří mají nastudovány jednotlivé plány údržby k daným přístrojům – je to výhodnější, protože každý přístroj je specifický a nároky na jeho údržbu se mohou lišit.

Servisní smlouvy musí obsahovat mnoho náležitostí. V první řadě je zde uvedeno, která firma bude provádět servis, její sídlo, kdo ji bude zastupovat, identifikační číslo, apod. Podobně jsou sepsány i údaje o vlastníkovi přístroje. Další náležitosti smlouvy už se týkají samotného servisu. Je zde podrobně sepsán předmět smlouvy a její účel.

Následujícími stěžejními body jsou úkony, které tento servis a údržba zahrnuje, domluvené ceny za provádění úkonů, po jakou dobu bude servis firmou prováděn, podmínky servisu, který bude provádět vlastník přístroje a případné sankce za nedodržení těchto podmínek. Důležitým bodem jsou práva, ale také povinnosti obou stran, které jsou ve smlouvě zastoupeny. Všechny tyto kategorie jsou pak podrobně rozepsány do podkategorií. Na závěr jsou zde, jako v každé smlouvě, dohodnuté podmínky podepsány oběma stranami.

### 7.1 Výhody servisních smluv

Servisní smlouvy jsou jakýmsi souborem služeb, které jsou automaticky nabídnuty vlastníkově přístroje. Úkolem těchto služeb je především udržení správné funkce přístroje, prodloužení jeho životnosti a zajištění nižšího opotřebení jednotlivých komponentů. Samotné smlouvy mají mnoho výhod.

Servisní smlouvy zahrnují také vzdálenou údržbu (popsáno v kapitole 5). Služby, které jsou ve smlouvě zahrnuty, mohou být upravovány.

Hlavními výhodami smluv jsou především jasně definované intervaly, ve kterých je údržba prováděna a maximální limity nákladů na servis (ty se nemění po celou dobu trvání smlouvy). Mezi další výhody je možné zařadit přímý kontakt se servisním střediskem, okamžitou odezvu střediska, prioritní vyřízení zakázky nebo také to, že servisní smlouva v podstatě zastupuje pojistku přístroje (dojde-li k neúmyslnému poškození přístroje).

Všechny položky servisní smlouvy jsou vyřizovány před objednáním daného přístroje (rozhodne-li se vlastník tuto smlouvu s přístrojem zakoupit).

### 7.2 Typy servisních smluv

- Bez smlouvy – první možností je zakoupení přístroje bez smlouvy na provádění servisu, toto však pro zákazníka není příliš výhodné, spolu se servisní smlouvou jsou domlouvány i cenové limity na servis, které jsou výhodné jak pro firmu, tak pro zákazníka.

- Údržbová smlouva – zákazník si zakoupil přístroj a spolu s ním i smlouvu na základní preventivní údržbu přístroje (kterou je nutno dodržovat ze zákona).
- Servisní smlouva nezahrnující servisní díly – jedná se o smlouvu, která zahrnuje vysokou prioritu vyřízení zakázky (porucha, apod.), ale náhradní díly jsou hrazeny zvlášť mimo dohodnuté limity smlouvy.
- Kompletní servisní smlouva – je nejvýhodnější formou servisní smlouvy, jak pro zákazníka, tak pro firmu. Jedná se o smlouvu, která zahrnuje úkony preventivní údržby, která je nařízena zákonem, ale také jsou v domluvené ceně zahrnuty i náhradní díly přístroje, které je potřeba nakoupit (ve smlouvě jsou maximální měsíční limity). Navíc je zde možnost příjezdu technika do 2 dnů od nahlášení poruchy. Nedodržení této lhůty může být i sankcionováno, je-li to ve smlouvě domluveno.

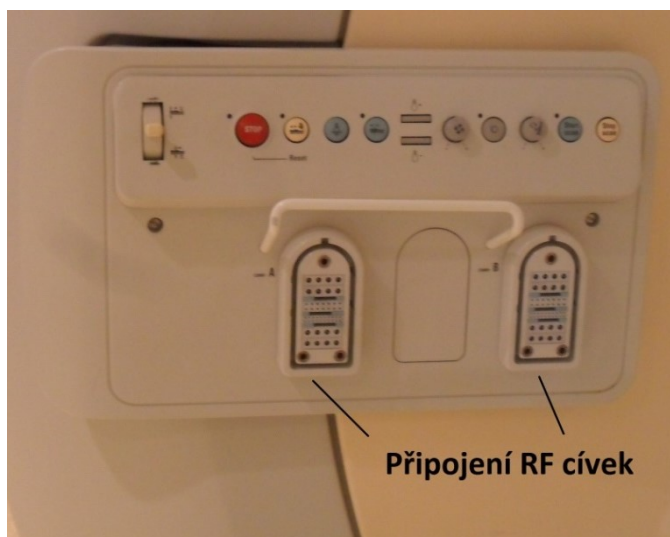
## 8 Strategie nákupu MR skenerů z pohledu lékaře vs. pohled servisního technika

Při výběru MR skenerů hraje roli mnoho faktorů. Ne vždy je však výběr stěžejních parametrů pro koupi přístroje jednoznačný, protože každý člen komise má na přístroj a jeho vlastnosti jiný názor a požadavky. Jiné vlastnosti jsou důležité pro servisního technika, jiné vlastnosti jsou naopak stěžejní pro vyšetřujícího lékaře a personál obsluhující MR.

Všechny informace a podklady pro zpracování této kapitoly mi byly poskytnuty lékařem pracujícím s přístrojem firmy A, a servisními techniky obou konkurenčních firem.

### 8.1 Stěžejní parametry pro lékaře při výběru přístroje

Pro lékaře či laboranty pracující s MR skenery je nejdůležitější správná interpretace snímků a určení správné diagnózy. Z tohoto důvodu jsou z pohledu lékaře nejdůležitější právě tyto parametry: vysoká kvalita zobrazování, stálost kvality zobrazování, dostatečný kontrast výsledného snímku a jeho ostrost či například přehlednost (jednoduchost), co se týče samotného ovládání přístroje (viz Obrázek 45). Důraz je kladen také na rychlost samotného vyšetření, což vede především ke zvyšování komfortu vyšetřovaného pacienta, dále také na průměr gantry přístroje a jeho délku (je-li gantry širší je možné vyšetřit i obéznější pacienty a je-li kratší je možné částečně zmírnit strach pacienta z tak stísněného prostoru, kterým gantry MR přístroje rozhodně je), důležitá je také hmotnost a zapojování RF cívek (cívky jsou poměrně těžké a musí se měnit pro jednotlivé druhy vyšetření, kabely cívek, které jsou zapojovány z vnější strany přístroje, jsou velice opotřebovávány a namáhány při pohybu patientského stolu).



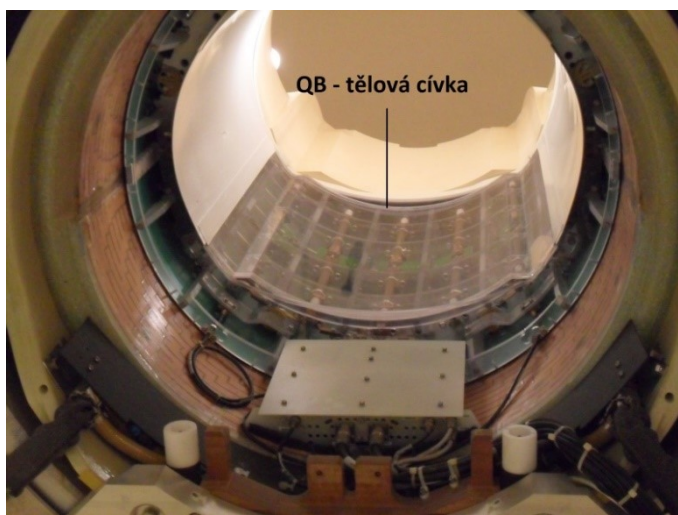
**Obrázek 45** Ovládací prvky pro patientský stůl a kanály pro připojení RF cívek

Neméně důležité je pro lékaře dostupný rychlý a kvalitní servis je-li s přístrojem něco v nepořádku nebo dostupnost specialisty, který je schopen vše dostatečně vysvětlit (různé postupy či upravování sekvencí, které jsou velice důležité pro kvalitu výsledného snímku).



Důležité jsou také vlastnosti softwaru. Musí obsahovat různé aplikace, jako jsou například aplikace pro spektrometrii, perfuzi, cévní snímání, rekonstrukce 3D obrazu či EKG. Všechny tyto funkce jsou pro lékaře v podstatě nepostradatelné.

Velkou výhodou přístroje je také zabudovaná tělová cívka již ve skeneru (viz Obrázek 46). Poté se už připojí pouze cívky pro skenování určité oblasti (hlavová cívka, krční cívka, cívka pro snímání břicha, apod.).



**Obrázek 46** Zabudovaná tělová cívka v MR skeneru (tzv. QB – Q body coil)

## **8.2 Nedostatky přístroje firmy A z pohledu lékaře**

Prvním nedostatkem tohoto přístroje je délka vyšetřování. Jedno vyšetření na tomto přístroji trvá zhruba 2x déle než na jiném přístroji – jednak je tímto sníženo pohodlí pacienta (dlouhá doba vyšetření), ale také je kvůli délce vyšetření sníženo množství pacientů, kteří jsou během dne vyšetřeni.

Nejběžnější artefakty, které se u přístroje vyskytují, jsou klasické pohybové artefakty, což částečně souvisí i s výše zmíněnou délkou trvání jednotlivého vyšetření (pacienti se příliš dlouho nevydrží úplně nehybat), dále se vyskytují artefakty, jako jsou běžné „spiky“ – které se vyskytují především při nedodržení provozních podmínek (hladiny vlhkosti vzduchu ve skenovací místnosti) či zkratu.

## **8.3 Stěžejní parametry pro servisního technika firmy A**

Servisní technici by si MR skener vybírali na základě technických parametrů. Nejčastěji je vybrán pouze jeden parametr, který splňuje např.: pouze jediný uchazeč (často se jedná o špatný postup, protože je většinou vybrán parametr, který není úplně nejdůležitější pro správné zobrazování pomocí MR).

Servisní technik by se zaměřil především na parametry gradientů – ty mají výbornou rozlišovací schopnost, což je při zobrazování velice důležité. Dalším parametrem by byla kvalita obrazu a funkcionality, které se podílejí na zrychlení průběhu vyšetření (zkrácení doby snímání).

## **8.4 Slabiny přístroje firmy A z pohledu servisního technika**

Dle názoru servisního technika má tento přístroj (celkově přístroje této firmy) velice kvalitní software, v podstatě bez nedostatků.

V nedostatku se servisní technik shoduje s lékařem, a to konkrétně ohledně RF cívek, které jsou opravdu těžké a mají mohutné kabely, špatně se s nimi manipuluje a často dochází k jejich poškození. Na druhou stranu je však výhodné, že tyto cívky je možné vyměnit za nové kusy, které jsou naladěny na požadovanou frekvenci již při výrobě.

Nejhorším servisním úkonem pro technika je manipulace s kapalným heliem. Hrozí zde totiž riziko zdravotní újmy (popálení chladem – helium má velice nízkou teplotu, aby byl hlavní magnet dostatečně chlazen), ale i technické problémy (v případě doplňování tekutého helia u „namagnetovaného“ magnetu může dojít ke quenchi – byl by proražen quench disk a helium by bylo odvedeno quench rourou mimo prostory nemocnice). Nepříjemné jsou také úkony týkající se odmagnetování či naopak namagnetování magnetu.

## **8.5 Stěžejní parametry pro servisního technika firmy B**

Servisní technik firmy B by si přístroj magnetické rezonance vybíral podle kvality obrazu, přece jen je nejdůležitější správné zobrazení požadované oblasti, aby bylo možné, co nejlépe interpretovat výsledné snímky. Další parametry přístroje by si technik vybíral na základě oblasti zájmu, které chceme vyšetřovat.

## **8.6 Nedostatky přístroje firmy B z pohledu servisního technika**

Jediným nedostatkem, který servisní technik u tohoto konkrétního přístroje uvedl, je existence nové generace magnetů – konkrétní přístroj je již starší. Nejčastější poruchy, které se konkrétního přístroje týkají, jsou poruchy hardwaru. Softwarové poruchy se příliš často nevyskytují, a pokud ano, je mnohem složitější zjistit jejich příčinu.

Nevýhodou při výběru MR skeneru je především fakt, že komise je tvořena nejčastěji ekonomy, tudíž nejdůležitějším faktorem pro výběr skeneru je faktor ekonomický. Komise by měla být tvořena i odborníkem (což je lékař, asistent či servisní technik) – to u nás však není často splněno a požadavky personálu na přístroj se tedy často dostávají až na poslední místo, což může vést k nespokojenosti personálu pracujícího s vybraným skenerem. Ekonomové často nezohledňují technické parametry, které jsou pro výběr právě nejdůležitější (jako je rychlost skenování, průměr gantry či typ chladicí hlavy – např.: že by bylo výhodnější koupit skener se systémem, který je schopen zpět zkapalnit helium, čímž by se snížily výdaje na doplňování helia, apod.).

## 9 Závěr – zhodnocení přínosu pohledem studenta biomedicínského technika

Na závěr bych ráda zhodnotila přínos této bakalářské práce pro mne, jako studentku oboru biomedicínský technik.

Bakalářská práce pro mne konkrétně měla obrovský přínos. Zjistila jsem, jak složitým technickým zařízením magnetické rezonance ve skutečnosti jsou. Dozvěděla jsem se, nejen na jakých principech tato zařízení pracují, ale také jakým způsobem jsou konstruovány, jakým způsobem mezi sebou jednotlivé části komunikují a v neposlední řadě, proč jsou jednotlivé části zařízení důležité (jakou funkci v celku zastávají) o čemž jsem neměla ani tušení.

Zjistila jsem, že jsou tato zařízení úzce spjata s povinnými servisními kontrolami a smlouvami na tento servis. Dodržování těchto kontrol je ošetřeno konkrétním zákonem č. 268/2014 Sb, který se zabývá jak servisem, tak i revizními kontrolami přístrojů. Z tohoto zákona vyplývá, že je povinností vlastníka přístroje, aby zajistil tyto kontroly a dbal na jejich řádné zaznamenání. S tímto souvisí servisní smlouvy, které většinou nabídne výrobní firma MR skeneru jeho novému vlastníkov. V důsledku těchto smluv má vlastník jakési benefity při servise (záleží na typu servisní smlouvy, ale v podstatě je možná okamžitá diagnostika, vznikne-li problém) a také jsou pevně domluvené finanční limity těchto servisů.

Nejvýznamnější pro mne, jako budoucího biomedicínského technika, byl průběh samotných kontrol, intervaly, ve kterých se kontroly provádějí, části, které jsou kontrolovány, zda jsou kontrolovány všechny části přístroje při každém servise, či nikoliv, jak vypadají skenovací místnosti, jakým způsobem je ošetřena nepřístupnost rušení do skenovací místnosti, nebo jak vypadá technická místnost, a co všechno se v ní nachází. Jak jsem ze samotného srovnávání zjistila, průběhy kontrol u konkurenčních firem se příliš nelišily, rozdíly se vyskytly až v intervalech servisních prohlídek. Firma A provádí kontroly ve čtvrtročních intervalech a firma B v měsíčních intervalech. Dalším rozdílem jsou kontrolované části. V systémech, které servisní technici využívají, jsou uvedena data, do kterých je nutné kontrolu dané části provést. V případě firmy A, nedochází ke kontrole všech částí, pokud servisní technik vidí, že termín kontroly nehoří a vyjde až na další servisní prohlídku, tuto část nekontroluje a zkontroluje pouze ty, které mají termín kontroly. V případě firmy B, na tento termín technik nebere příliš ohledy a zkontroluje každou část přístroje, což může být časově náročnější. Také v případě firmy B jsou zaznamenávány výsledky každodenních testů (kontrola helia) do deníků, aby měl technik přehled o úbytku a mohl tak zabránit případné poruše. Výsledkem mé přítomnosti na servisních kontrolách jsem také mohla na vlastní oči vidět, jak vypadá Faradayova klec, která má za úkol izolovat rušení zvenčí, které nechceme zaznamenávat pomocí MR skeneru, ale také se podívat do technické místnosti, ve které se nachází chlazení přístrojů či zesilovače signálu. Překvapivým zjištěním pro mne byl také fakt, že je možné starší MR přístroj upgradovat na novější typ přístroje, což je po ekonomické stránce velice přijatelné řešení pro nemocnice (upgrady probíhají jako celkové „odstrojení“ magnetu – zůstane pouze hlavní magnet a chladicí hlava). Toto řešení je ekonomicky výhodné, každopádně nevýhodou je, že v případě přístrojů se staršími mechanismy chladicí hlavy (nedokáží zpětně zkapalnit helium), tyto mechanismy zůstávají a stejně tak nelze změnit průměr gantry a jeho délku.

Důležité také je, že přístroje jsou více poruchové po hardwarové stránce, než po stránce softwarové (softwarová stránka přístrojů byla zdokonalována po dobu posledních dvaceti pěti let). Největší nedostatky, které servisní technici u jednotlivých přístrojů uvedli, byly v případě firmy A mohutnost RF cívek a špatná manipulace s nimi díky mohutným kabelům, každopádně mají tyto cívky i výhody a to, že je možné je měnit přímo za nový kus, a jako nejhorší úkon v souvislosti s tímto přístrojem technik uvedl manipulaci s tekutým heliem (jeho doplňování), jelikož helium má velice nízkou teplotu a v případě nesprávné manipulace či chyby může dojít k popálení chladem. V případě druhé firmy, se technik tímto problémem až tak často nezabývá, protože helium není nutné tak často doplňovat (při správné funkci chladicí hlavy), protože chladicí hlava má zkapalňující mechanismus (novější typ přístroje než v případě firmy A) a odpařované helium je zpětně zkapalněno.

Na základě rozhovoru s lékařem a servisními techniky jsem také zjistila, jaké parametry u MR skenerů preferují. Nejstěžejnějším parametrem je určitě kvalita obrazu. Je velice důležité správně a kvalitně zobrazit snímanou oblast, aby došlo ke správné interpretaci výsledků. Na tomto se shodli jak servisní technici, tak lékař. Dalším důležitým parametrem pro lékaře je délka samotného vyšetření, čím kratší je vyšetření, tím lepší je to pro pacienta a neméně důležitý je průměr gantry a jeho délka – pacientům se strachem z těsnějších prostorů by mohlo dělat vyšetření pomocí MR problém. Pro servisního technika je, kromě kvalitního zobrazování, důležitá rozlišovací schopnost gradientů, která je neméně důležitá.

Bohužel v dnešní době je stále nejvýznamnějším faktorem při výběru nového MR skeneru faktor finanční. Proto stále často dochází k nespokojenosti personálu, který s přístrojem pracuje, či přístroj neumí všechny funkce, které personál potřebuje a umí funkce, které nejsou tolik využívané.

## Použitá literatura

- 1 BROWN, Mark A a Richard C SEMELKA. MRI: basic principles and applications. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley-Blackwell/John Wiley, c2010, xiii, 264 p. ISBN 04-705-0098-0.
- 2 ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL. Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky. První vydání. Praha: Galén, 2015, 163 stran. ISBN 978-80-7492-179-7.
- 3 DOWSETT, David J, Patrick A KENNY a R JOHNSTON. The physics of diagnostic imaging. 2nd ed. New York: Distributed in the USA by Oxford University Press, 2006, xii, 725 p. ISBN 9780340808917.
- 4 ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice I. Vyd. 2. V Praze: Nakladatelství ČVUT, 2000, 76 s. ISBN 978-80-01-03779-9.
- 5 BERNSTEIN, Matt A a Kevin F KING. Handbook of MRI pulse sequences. 1st ed. Amsterdam: Academic Press, c2004. ISBN 0-12-092861-2.
- 6 HUETTEL, Scott A, Allen W SONG a Gregory MCCARTHY. Functional magnetic resonance imaging. Sunderland, Mass.: Sinauer Associates, Publishers, c2004. ISBN 0878932887.
- 7 Magnetom Flash. Germany: Siemens AG, 2011, 1(46).
- 8 PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. Zdravotnické elektrické přístroje 1. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.

## Internetové zdroje

- 9 ČESKO. Část 1 Hlava 9 zákona č. 268/2014 Sb., o zdravotnických prostředcích a o změně zákona č. 634/2004 Sb., o správních poplatcích, ve znění pozdějších předpisů. In: *Zákony pro lidi.cz* [online]. © AION CS 2010-2016 [cit. 15. 3. 2016].
- 10 A Short History of the Magnetic Resonance Imaging (MRI). In: *Tesla memorial society of New York* [online]. New York [cit. 2016-04-27].
- 11 KYBIC, Jan. *Zobrazovací systémy v medicíně a zpracování obrazové informace v medicíně* [online]. [cit. 2016-04-27].
- 12 Magnetic Resonance Imaging (MRI). *How products are made* [online]. [cit. 2014-12-04].
- 13 The Basics of NMR. *Center for imaging science* [online]. [cit. 2014-12-04].
- 14 Využití jevu magnetické rezonance. *Biomedicínský portál* [online]. [cit. 2014-12-04].
- 15 Testing and Maintenance for Diagnostic Imaging Equipment. *National Imaging Services* [online]. [cit. 2014-05-11].
- 16 Medical equipment maintenance policy. ESIC [online]. 2012 [cit. 2014-05-11].
- 17 Magnetic Resonance Imaging (MRI). *Radiology Info* [online]. 2013 [cit. 2014-12-04].
- 18 MRI Information for Patients. *MRI Safety* [online]. 2014 [cit. 2014-12-04].
- 19 Gradient Coil. *Magnetic Resonance Technology IP* [online]. [cit. 2015-01-10].
- 20 Samuel Opoku, William Antwi and Stephanie Ruby Sarblah (2013). Assessment of Safety Standards of Magnetic Resonance Imaging at the Korle Bu Teaching Hospital (KBTH) in Accra, Ghana, *Imaging and Radioanalytical Techniques in Interdisciplinary Research* -

Fundamentals and Cutting Edge Applications, Dr. Faycal Kharfi (Ed.), ISBN: 978-953-51-1033-0, InTech, DOI: 10.5772/52699.

- 21 Advantages of Phased Array MRI Coils. *Block imaging* [online]. 2012 [cit. 2015-12-12].
- 22 Phased and Parallel Arrays. *Questions and answers in MRI* [online]. 2014 [cit. 2015-12-12].
- 23 PET/CT vs PET/MRI. *Flickr* [online]. 2010 [cit. 2016-01-30].
- 24 Spectrometrie. In: *UTC - Sorbonne universites* [online]. [cit. 2016-02-27].
- 25 Radiofrequency coils. In: *Radiopaedia.org* [online]. 2016 [cit. 2016-04-26].
- 26 MRI sequences - Gradient echo. In: *IMAIOS* [online]. 2016 [cit. 2016-04-26].
- 27 MRI sequences - Inversion recovery. In: *IMAIOS* [online]. 2016 [cit. 2016-04-26].
- 28 MRI sequences - Spin echo. In: *IMAIOS* [online]. 2016 [cit. 2016-04-26].
- 29 Magnetická rezonance. In: *Nemocnice Třinec*, p. o. [online]. 2016 [cit. 2016-04-26].
- 30 Magnetická rezonance [online]. Brno, 2011 [cit. 2016-04-26].
- 31 Princip MRI. In: *Funkční magnetická rezonance/fMRI Brno* [online]. 2004 [cit. 2016-04-27].
- 32 Manufacturer Specifications - Achieva 1.5T SE, Philips. In: *MEDWOW* [online]. 2014 [cit. 2016-04-28].
- 33 Manufacturer Specifications - MAGNETOM Avanto 1.5T, Siemens. In: *MEDWOW* [online]. 2014 [cit. 2016-04-28].

## Přílohy

### Příloha I

Protokol o provedení PBTK – přehled pro zákazníka firmy B (ještě v souladu se starým zákonem)

#### Protokol o provedení periodické bezpečnostně technické kontroly

dle zákona č. 123/2000 Sb., v platném znění

Zákazník:

Adresa (umístění přístroje):

Název přístroje:

Typ přístroje: MR scanner

Výrobní číslo:

Číslo přístroje:

Odpovědný technik:

- Vizuální kontrola opotřebení přístroje
- Bezpečnostní prohlídka – mechanická
- Bezpečnostní prohlídka – elektrická
- Kontrola provozních podmínek
- Vyčištění a promazání
- Preventivní výměna dílů
- Kontrola nastavených hodnot
- Kontrola funkčnosti přístroje
- Kontrola kvality obrazu
- Komplettnost technické dokumentace

Vyhovuje		Neprováděno	Datum
ANO	NE		
x			8.1.2014
x			8.10.2014
		x	
	x		10.12.2014
x			11.6.2014
x			8.10.2014
x			14.5.2014
x			10.9.2014
			10.12.2014
x			12.3.2014
			3.4.2014
x			8.1.2014

Poznámka: V současné době se v těsné blízkosti vyústění quench trubky nachází lešení (přiložené foto), čímž je porušeno ochranné pásmo dle výrobce (fig. 118).

Závěr: Výše uvedený přístroj nevyhovuje technickým specifikacím a parametrům stanovených výrobcem.



## Příloha II

Protokol o provedení PBTK – přehled pro zákazníka firmy A (dle platného zákona)

### Záznam o provedené periodické bezpečnostně technické kontrole zdravotnického prostředku

dle §64 a 65 zákona 268/2014 Sb. v platném znění

Poskytovatel zdravotní péče (název, ulice, město)

Oddělení / Pracoviště

Datum uvedení do provozu

Název zdravotnického prostředku

Sériové číslo

Evidenční číslo

Příslušenství :

#### Výstup z provedené PBTK

Servisní organizace prohlašuje, že na výše uvedeném zdravotnickém prostředku včetně příslušenství byla provedena pravidelná údržba ve shodě s nařízeními výrobce. V rámci pravidelné údržby proběhlo ověření:

	Vyhovuje		
	Ano	Ne	Neprovedeno
Mechanických vlastností a vizuální kontrola	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Elektrických vlastností dle ČSN EN 62353 / ČSN EN 60601-1	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Funkční zkouška dle předpisů výrobce	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kvality obrazu	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Provozních podmínek dle požadavků výrobce	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Naměřené hodnoty a použité měřicí přípravky byly zaznamenány v online aplikaci výrobce – PA tool a jsou kdykoliv na vyžádání k dispozici.

Prověřený zdravotnický prostředek **vyhovuje** technickým předpisům, podle nichž byl vyroben. Zkontrolovaný přístroj **vyhovuje** požadavkům a je schopen bezpečného provozu.

Zjištěné nedostatky: **žádné**

Doporučená opatření: **žádná**

Platnost tohoto dokumentu je časově omezena termínem následující PBTK. Další PBTK musí být provedena nejpozději do **1.7.2016**. Štítek s vyznačenou dobou platnosti je umístěn na přístroji.

#### PBTK provedl:

Jméno technika

Číslo servisního výkazu

Datum provedení

Podpis technika servisní organizace

Podpis přebírajícího za uživatele:

Pozice: